



T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÇİFT TARAFLI ATROFİK DİŞSİZ MANDİBULANIN
REHABİLİTASYONUNDA KULLANILAN FARKLI İMPLANT
SİSTEMLERİNİN, ÇEVRE DOKULARDA OLUŞTURDUĞU
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

ARŞ. GÖR. DT. ABDULLAH ÇAKIR

DANIŞMAN

PROF.DR. KAMİL SERKAN AĞAÇAYAK

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

2022-DİYARBAKIR

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÇİFT TARAFLI ATROFİK DİŞSİZ MANDİBULANIN
REHABİLİTASYONUNDA KULLANILAN FARKLI İMPLANT
SİSTEMLERİNİN, ÇEVRE DOKULARDA OLUŞTURDUĞU
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

ARŞ. GÖR. DT. ABDULLAH ÇAKIR

DANIŞMAN

PROF.DR. KAMİL SERKAN AĞAÇAYAK

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

2022-DİYARBAKIR

**Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü
tarafından SBE.21.015 proje numarası ile desteklenmiştir.**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgisinden ve deneyimiminden daima faydalandığım, tezimin her aşamasında desteğini esirgemeyen değerli danışman hocam **Prof. Dr. Kamil Serkan AĞAÇAYAK**'a

Başta değerli hocam **Prof. Dr. Belgin GÜLSÜN** olmak üzere Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda beraber çalıştığım diğer öğretim üyesi hocalarıma ve tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Bütün eğitim hayatım boyunca desteklerini hiç bir zaman eksik etmeyen annem Nafia ÇAKIR ve babam Ali ÇAKIR'a

Bu süreçte beni desteleyen ve hep yanımda olan sevgili eşim Sümeyye ÇAKIR'a

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM...

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
TABLolar DİZİNİ	x
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ÖZET.....	xiii
SUMMARY	xv
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Dental implantoloji ve Tarihçesi	3
2.2 Osteointegrasyonun Tanımı.....	3
2.2.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Lokal ve Sistemik Faktörler	4
2.2.1.1 Lokal Faktörler	4
2.2.1.2 Sistemik Faktörler	4
2.3 Kemik Değerlendirilmesi ve Rezorpsiyon	5
2.3.1 Mandibular Kemiğin Anatomisi	5
2.3.2 Alveolar Kemiğin Oluşumu ve Yapısı.....	6
2.3.3 Alveolar Kemiğin Rezorpsiyon Mekanizması ve Sınıflandırması	8
2.3.4. Diş Çekimini Takiben Alveolar İyileşme	9
2.3.5. Lokal Faktörlere Bağlı Gelişen Alveolar Kemik Rezorpsiyonu	12
2.3.6. Sistemik Faktörlere Bağlı Gelişen Alveolar Kemik Rezorpsiyonu	13
2.4. Dental İmplant Çeşitleri.....	15
2.4.1 Kemik içi (Endoosseoz/Endosteal) İmplantlar	15
2.4.1.1. Endodontik Sabitleyici (Stabilizer) İmplantlar.....	16
2.4.1.2. Blade/Plate İmplantlar	16

2.4.1.3. Silindirik İmplantlar	17
2.4.1.4. Konik İmplantlar	17
2.4.1.5. Vent Tipi İmplantlar	17
2.4.1.6. Vida Tipi İmplantlar	18
2.4.2. Subperiostal İmplantlar	18
2.4.3. Transmandibular (Transosteal) İmplantlar.....	19
2.5. Biyomekanik ve İmplantlar	19
2.5.1.Yükleme Tipi ve Şiddeti	20
2.5.2. İmplant Gövdesinin Materyal Özellikleri	24
2.5.3 İmplant Üstü Protezin Materyal Özellikleri.....	25
2.5.4 İmplant Geometrisi	25
2.5.5. İmplant Yüzey Özellikleri.....	30
2.5.6 İmplant Kemik Ara Yüzeyi.....	31
2.5.7. İmplantı Çevreleyen Kemik Yoğunluğu	31
2.6. Aşırı Atrofik Mandibulada Tedavi Seçenekleri.....	32
2.6.1.Aşırı Atrofik Mandibulada İlave Cerrahi Gerektiren Tedavi Seçenekleri.....	32
2.6.1.1. Alveolar Sırtın Ayrılması veya Genişletilmesi	32
2.6.1.2. İnférieur Alveolar Sinir Lateralizasyonu ve Transpozisyonu	33
2.6.1.3. Segmental Sandviç Osteotomisi.....	34
2.6.1.4. Alveolar Distraksiyon Osteogenezi.....	35
2.6.1.5 Kemik Grefti Teknikleri.....	36
2.6.2.Aşırı Atrofik Mandibulada İlave Cerrahi Gerektirmeyen Tedavi Seçenekleri	39
2.6.2.1. Dört İmplant Üzeri Tedavi Konsepti (All-on-four Tekniği)	39
2.6.2.2.Kısa Dental İmplantlar	41
2.6.2.3. Subperiosteal İmplantlar.....	43
2.7. Stres Analiz Yöntemleri	46
2.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA).....	47

2.7.1.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları	48
2.7.1.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Dezavantajları	48
2.7.1.3. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar	49
2.7.1.4. Sonlu Elemanlar Analizi Aşamaları	53
2.7.1.5. Oral Ve Maksilofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Kullanılması	55
3. GEREÇ VE YÖNTEM	57
3.1.SONLU ELEMANLAR ANALİZİNDE KULLANILAN ÜÇ BOYUTLU MODELLERİN OLUŞTURULMASI	58
3.2. MANDİBULAR KEMİĞİN MODELLENMESİ	60
3.3. İMPLANTLARIN, ABUTMENTLARIN, METAL ALT YAPININ VE PROTEZ ÜST YAPININ MODELLENMESİ	62
3.4.MATERYAL ÖZELLİKLERİ	63
3.5. MATEMATİKSEL MODELLERİN ELDE EDİLMESİ.....	64
3.6. SİSTEMİN BİRLEŞTİRİLMESİ	66
3.6.1. Grup 1' in Oluşturulması	67
3.6.2. Grup 2' nin Oluşturulması	68
3.6.3. Grup 3' ün Oluşturulması	70
3.6 .4. Grup 4' ün Oluşturulması	71
3.7. MODELLERE UYGULANAN ETKEN VE SINIR ŞARTLARI	73
3.8. YÜKLEME KOŞULLARI	76
3.9. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ PROGRAMINDA ANALİZ SONUÇLARININ ALINMASI.....	78
4. BULGULAR	80
4.1. VERTİKAL KUVVETLER	80
4.1.1. Vertikal Kuvvet Karşısında İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	80

4.1.2. Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	84
4.1.3. Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	88
4.1.4. Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	91
4.2. OBLİK KUVVETLER.....	95
4.2.1. Oblik Kuvvet Karşısında İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	95
4.2.2. Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	99
4.2.3.Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	102
4.2.4.Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	105
5.TARTIŞMA	110
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	123
7. KAYNAKLAR.....	125
8. ÖZ GEÇMİŞ	155
9. ORJİNALLİK RAPORU	156

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. Lekholm ve Zarb'ın Kalite Açısından Kemik Sınıflaması (1985).....	7
Şekil 2. 2. Misch'e Göre Kemik Yoğunluğu Sınıflaması.	8
Şekil 2. 3. Cawood Ve Howell (1988)'in Rezorpsiyon Sınıflandırması.	11
Şekil 2. 4. Endodontik Sabitleyici (Stabilizer) İmplantlar (83).....	16
Şekil 2. 5. Blade/Plate İmplantlar (85).....	17
Şekil 2. 6. Subperiosteal İmplant (92).....	18
Şekil 2. 7. Transmandibular (Transosteal) İmplant (96)	19
Şekil 2. 8. İmplant Üzerinde Bulunan ve Makrodizaynı Oluşturan Elemanlar (152).....	28
Şekil 2. 9. İmplant Tasarımında En Çok Kullanılan Yiv Şekilleri. (152).....	29
Şekil 3. 1. Tam Dişsiz Erişkin Hastanın Tomografi Görüntüsü.....	59
Şekil 3. 2. Tomografi Görüntülerinin 3D-Doctor Yazılımına Aktarılması.....	59
Şekil 3. 3. Mandibulanın Kortikal Kemik Modeli	60
Şekil 3. 4. Mandibulanın Spongioz Kemik Modeli.....	61
Şekil 3. 5 . Mandibular Kemik ve İnferior Alveolar Sinir Modeli	61
Şekil 3. 6 . Activity 880 Optik Tarayıcı	62
Şekil 3. 7. Matematiksel Modellerin Geometrik Şekilde Görüntüsü	65
Şekil 3. 8. Gruplarda Kullanılan Metal Alt Yapı Modeli	66
Şekil 3. 9. Gruplarda Kullanılan Protetik Üst Yapı Modeli	67
Şekil 3. 10. Grup 1 De Kullanılan Dental İmplant ve Abutment Modeli (Straumann BLT 3.3- 10mm,4.1-4mm)	67
Şekil 3. 11. Grup 1 Abutment Çıkış Profilleri Modeli	68
Şekil 3. 12. Grup 1 de Protetik Üst Yapı ile Beraber Dental İmplantların Görüntüsü.....	68
Şekil 3. 13. Grup 2 de Kullanılan Dental İmplant Ve Abutment Modeli (Straumann BLT 3.3- 10mm,3,3-12mm)	69
Şekil 3. 14. Grup 2 Abutment Çıkış Modeli	69
Şekil 3. 15. Grup 2 de Protetik Üst Yapı ile Beraber Dental İmplantların Görüntüsü.....	70
Şekil 3. 16. Grup 3 Abutment Çıkış Noktaları Modeli	70

Şekil 3. 17. Grup 3 de Protetik Üst Yapı ile Beraber Dental İmplantların Görüntüsü.....	71
Şekil 3. 18. Ana Modele Özgü Tasarlanan Subperiosteal İmlant Modeli.....	71
Şekil 3. 19. Ana Modele Özgü Tasarlanan Subperiosteal İmlant ve Fiksasyon Vidalarının Modeli.....	72
Şekil 3. 20. Grup 4 Subperiosteal İmplantın Abutment Çıkış Noktaları Modeli.....	72
Şekil 3. 21. Grup 4 Fiksasyon Vidalarının Konumlarını Gösteren Model.....	73
Şekil 3. 22. Grup 4 Superiosteal İmplant ve Protetik Üst Yapıyı Gösteren Model.....	73
Şekil 3. 23. Grup 1'in Bilgisayar Ortamında Sabitlenmiş Modelinin Görüntüsü.....	74
Şekil 3. 24. Grup 2'nin Bilgisayar Ortamında Sabitlenmiş Modelinin Görüntüsü.....	75
Şekil 3. 25. Grup 3'ün Bilgisayar Ortamında Sabitlenmiş Modelinin Görüntüsü.....	75
Şekil 3. 26. Grup 4'ün Bilgisayar Ortamında Sabitlenmiş Modelinin Görüntüsü.....	76
Şekil 3. 27. Grup 1 Modelde Dişlere Dik Olarak Uygulanan 150 N' luk ve Oblik Olarak Uygulanan 100 N' luk Kuvvet.....	76
Şekil 3. 28. Grup 2 Modelde Dişlere Dik Olarak Uygulanan 150 N' luk ve Oblik Olarak Uygulanan 100 N' luk Kuvvet.....	77
Şekil 3. 29. Grup 3 Modelde Dişlere Dik Olarak Uygulanan 150 N' luk ve Oblik Olarak Uygulanan 100 N' luk Kuvvet.....	77
Şekil 3. 30. Grup 4 Modelde Dişlere Dik Olarak Uygulanan 150 N' luk ve Oblik Olarak Uygulanan 100 N' luk Kuvvet.....	77
Şekil 4. 1. Vertikal Kuvvetler Karşısında Gup 1'de Oluşan Von Mises Stresleri	81
Şekil 4. 2. Vertikal Kuvvetler Karşısında Gup 2'de Oluşan Von Mises Stresleri	81
Şekil 4. 3. Vertikal Kuvvetler Karşısında Gup 3'de Oluşan Von Mises Stresleri	82
Şekil 4. 4. Vertikal Kuvvetler Karşısında Gup 4'de Oluşan Von Mises Stresleri	83
Şekil 4. 5. Grup 1' de Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri	85
Şekil 4. 6. Grup 2' de Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri	85
Şekil 4. 7. Grup 3' de Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri	86
Şekil 4. 8. Grup 4' de Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri	86

Şekil 4. 9. Grup 1' de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri.....	88
Şekil 4. 10. Grup 2' de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri.....	89
Şekil 4. 11. Grup 3' Te Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri.....	89
Şekil 4. 12. Grup 4'te Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri.....	90
Şekil 4. 13. Grup 1' de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değeri.....	92
Şekil 4. 14. Grup 2' de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değeri.....	92
Şekil 4. 15. Grup 3' de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değeri.....	93
Şekil 4. 16. Grup 4' de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değeri.....	93
Şekil 4. 17. Grup 1' de Oblik Kuvvet Karşısında Dental İmplantlarının Von Mises Stres Değeri.....	96
Şekil 4. 18. Grup 2'de Oblik Kuvvet Karşısında Dental İmplantlarının Von Mises Stres Değeri.....	96
Şekil 4. 19. Grup 3' de Oblik Kuvvet Karşısında Dental İmplantlarının Von Mises Stres Değeri.....	97
Şekil 4. 20. Grup 4' de Oblik Kuvvet Karşısında Dental İmplantlarının Von Mises Stres Değeri.....	97
Şekil 4. 21. Grup 1' de Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri	99
Şekil 4. 22. Grup 2' de Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri	100
Şekil 4. 23. Grup 3' de Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri	100
Şekil 4. 24. Grup 4' de Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri	101
Şekil 4. 25. Grup 1' de Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri.....	102

Şekil 4. 26. Grup 2' de Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal	
Stres Değeri.....	103
Şekil 4. 27. Grup 3' te Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal	
Stres Değeri.....	103
Şekil 4. 28. Grup 4' te Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal	
Stres Değeri.....	104
Şekil 4. 29. Grup 1' de Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal	
Stres.....	106
Şekil 4. 30. Grup 2' de Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal	
Stres.....	106
Şekil 4. 31. Grup 3' te Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres	
.....	107
Şekil 4. 32. Grup 4' te Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres	
.....	107

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2. 1. SEA(Sonlu Eleman Analizi) kullanılarak elde edilmiş çalışmalarda uygulanan okluzal kuvvetler.....	21
Tablo 2. 2. Doğal diş ve dental implantlarda ısırma kuvvetlerinin iletimi.....	23
Tablo 2. 3. Farklı titanyum sınıflarının ve bir alaşımının fiziksel özellikleri (129,131).....	25
Tablo 2. 4. İmplant boylarının başarı oranına etkisiyle ilgili çalışmalar.....	26
Tablo 3. 1. Gruplara Uygulanan Dental ve Subperiosteal İmplantların Sayı, Çap, Boy ve Lokalizasyonları.....	57
Tablo 3. 2. Kullanılan Materyallerin Elastik Modülü ve Poisson Oranları.....	63
Tablo 3. 3. Modellerdeki Eleman Sayıları ve Düğüm Noktaları.....	65
Tablo 4. 1. Vertikal kuvvet karşısında Gruplara ait implantların max Von Mises stres değerleri	83
Tablo 4. 2. Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapını Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	87
Tablo 4. 3. Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	90
Tablo 4. 4. Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	94
Tablo 4. 5. Vertikal Kuvvet Karşısında Elde Edilen Stres Değerleri.....	94
Tablo 4. 6. Oblik Kuvvet Karşısında Gruplara Ait İmplantların Max Von Mises Stres Değerleri	98
Tablo 4. 7. Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapını Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	101
Tablo 4. 8. Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	104
Tablo 4. 9. Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	108
Tablo 4. 10. Oblik Kuvvet Karşısında Elde Edilen Stres Değerleri.....	109

SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
SESA	Sonlu elemanlar stres analizi
mm	Milimetre
%	Yüzde
°	Derece
cm³	Santimetreküp
ml	Mililitre
mm²	Milimetrekare
Gy	Gray
=	Eşittir
yy	Yüzyıl
Ti	Titanyum
Al	Alüminyum
V	Vanadyum
Al₂O₃	Alüminyum Oksit
ZrO₂	Zirconia
ε	Büyük eşit
rpm	Revolutions Per Minute (dakikadaki dönme sayısı)
N/cm²	Newton / Santimetrekare
Nm	Newtonmetre
BT	Bilgisayarlı tomografi
N	Newton
MPa	Megapascal

N/mm²	Newton / milimetrekaare
v	Poisson Oranı
E	Elastiklik modülü
ε	Gerinim
σ	Gerilme
GPa	Gigapascal
SEM	Sonlu Elemanlar Modeli
3D	Üç boyutlu
DICOM	The Digital Imaging and Communications in Medicine (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
CBCT	Cone Beam Computed Tomography (Konik Işınlı Hüzme Işınlı Tomografi)
DMLS	Direk Metal Lazer Sinterleme
.stl	stereolitografi
kVp	Kilovoltaj
mA	Miliamper
GHz	Gigahertz
GB	Gigabayt
RAM	Random Access Memory (Rasgele Erişimli Bellek)
Cr – Co	Krom – Kobalt
PMMA	Polimetilmetakrilat
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
τ	Kesme stresinin sembolü
IASL	İnferior Alveolar Sinir Lateralizasyonu
IAST	İnferior Alveolar Sinir Transpozisyonu
OBKG	Otojen Blok Kemik Grefti
YKR	Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu

ÖZET

ÇİFT TARAFLI ATROFİK DİŞSİZ MANDİBULANIN REHABİLİTASYONUNDA KULLANILAN FARKLI İMPLANT SİSTEMLERİNİN, ÇEVRE DOKULARDA OLUŞTURDUĞU STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

İleri derecede atrofiye uğramış mandibulanın rehabilitasyonu için “All on four” tekniği ile uygulanan implantların, kısa implantların ve subperiosteal implantların kullanımı tedavi seçenekleri arasındadır. Tercih edilen bu yöntemlerde operasyon sonrası komplikasyon riskinin düşük olması ve cerrahi için özel hazırlanmış rehber kullanılarak gerçekleştirilen operasyonların minimal invaziv cerrahi teknikler ile gerçekleştirilebilmesi, posterior atrofik mandibulada kemik augmentasyonuna alternatif yöntemler olarak sunulmuşlardır.

Çalışmamızda bilgisayar ortamında tomografik kayıtlardan yararlanılarak atrofik mandibula modeli elde edildi. Çalışmamızın amacı oluşturulan bu modele dental ve subperiosteal implantlar uygulayarak çiğneme kuvvetleri altında, çevre dokularda ve implantlarda oluşan stres değerlerine göre en doğru cerrahi planlamayı seçmektir.

Çalışmamızda 4 farklı grup planlaması yapılmıştır. Grup 1’ de sağlı sollu ikişer adet dar çaplı (3.3 mm çap-10 mm boy) dental implant ve birer adet kısa dental implant dik olarak, grup 2’ de “All on four” tekniği ile anterior bölgeye 2 adet dar çaplı (3.3 mm çap-10 mm boy) implant, posterior bölgeye ise 2 adet dar çaplı (3.3 mm çap-12 mm boy) implantlar 30° açıyla, grup 3’te grup 2 modeline ek olarak sağlı sollu birer adet kısa dental implant, grup 4’ te subperiosteal implant uygulanmıştır.

Çalışmamızda dental implantlar, subperiosteal implantlar uygulandıktan sonra 4-5-6 numaralı dişlere dikey olarak 150 N ve oblik olarak 30° açıyla 100 N kuvvet uygulanmıştır. Yapılan analizler ile mandibular alveolar kemikte oluşan gerilimler maksimum ve minimum principal stresler olarak, implantlarda ve metal alt yapıda oluşan gerilimler Von Mises stresleri olarak MPa (N/mm²) cinsinden ölçülmüştür.

Çalışmamızın sonucunda; dar çaplı implant kullanarak oluşturduğumuz “All –on – four” grubundaki stresler diğer gruplara göre daha fazla çıkmıştır. Bu gruba ilave olarak kullanılan kısa implantların; implantlara, kemiğe ve metal alt yapıya gelen stresleri anlamlı

derecede azalttığı görülmüştür. Bütün gruplarda alveol kemiğe gelen max principal ve minimum principal stres değerlerinin en düşük olduğu grup subperiosteal implantın kullanıldığı grupta görülmüştür.

Anahtar sözcükler: Atrofik mandibula, dental implant, subperiosteal implant, sonlu eleman analizi



SUMMARY

INVESTIGATION OF DIFFERENT IMPLANT SYSTEMS USED IN THE REHABILITATION OF THE DOUBLE-SIDED ATROPHIC EDENTED MANDIBULAR BY FINE ELEMENT ANALYSIS OF THE STRESS CREATED IN THE ENVIRONMENTAL TISSUES

For the rehabilitation of the severely atrophied mandible, implants applied with the "All on four" technique, use of short implants and subperiosteal implants are among the treatment options. These preferred methods have been presented as alternative methods to bone augmentation in the posterior atrophic mandible, because the risk of postoperative complications is low and the operations performed using a specially prepared guide for surgery can be performed with minimally invasive surgical techniques.

In our study, atrophic mandible model was obtained by using tomographic records in computer environment. The aim of our study is to choose the most accurate surgical planning by applying dental and subperiosteal implants to this model, according to the stress values occurring in the surrounding tissues and implants under chewing forces.

In our study, 4 different groups were planned. In group 1, two narrow diameter (3.3 mm diameter-10 mm length) dental implants on the right and left and one short dental implant perpendicularly, in group 2, 2 narrow diameter (3.3 mm) dental implants were applied to the anterior region with the "All on four" technique. diameter-10 mm length) implant, and 2 narrow diameter (3.3 mm diameter-12 mm length) implants in the posterior region, at an angle of 30°, in group 3, one short dental implant on the right and left, in addition to the group 2 model, in group 4. subperiosteal implant was applied. In our study, after dental implants and subperiosteal implants were applied, 150 N vertically and 100 N obliquely at an angle of 30° were applied to teeth 4-5-6. With the analyzes made, the tensions in the mandibular alveolar bone were measured as maximum and minimum principal stresses, and the tensions in the implants and metal infrastructure were measured as Von Mises stresses in MPa (N/mm²).

As a result of our study; The stresses in the "All –on – four" group, which we created using narrow-diameter implants, were higher than the other groups. Short implants used in

addition to this group; It has been observed that the stresses on the implants, bone and metal infrastructure are significantly reduced. In all groups, the group with the lowest max principal and min principal stress values on the alveolar bone was observed in the group in which subperiosteal implant was used.

Keywords: Atrophic mandible, dental implant, subperiosteal implant, finite element analysis



1.GİRİŞ VE AMAÇ

Dişhekimliğinde, dental implantlarla ilgili bilimsel çalışmalar 1960' lı yılların başında gerçekleşmiştir (1). Şimdiye kadar yapılan çalışmalarda diş eksikliklerinin prtotetik tedavisi için dental implant uygulamalarının oldukça başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür (2). Uygulanan dental implantlardaki temel amaç; diş eksiklikleri ve alveol kemik atrofisine bağlı olarak kaybedilen çiğneme ve estetik gibi fonksiyonların yeniden kazandırılmasıdır (3).

Dünya genelinde artan yaşam süresi ile birlikte yüksek estetik ve fonksiyonel beklentiler ile ileri yaş popülasyonda dental implant uygulamaları rutin bir hal almıştır. Rezorpsiyonun fazla olduğu maksilla ve mandibulada uygulanan klasik total protezler stabilizasyon açısından tatmin edici sonuçlar verememektedir. İmplantlar ile desteklenen overdenture protezlerde farklı şekilde tutucular kullanılarak bu problemin üstesinden gelmeye çalışılmıştır. Fakat implant üstü sabit protezlerdeki gibi bir hasta memnuniyeti sağlanamamıştır (4).

Dental implant uygulamaları için yeterli miktarda ve kalitede kemiğin olması gereklidir. Yeterli kemiğin mevcut olmadığı durumlarda çeşitli tedavi seçenekleri sunulmaktadır bunların arsında; kemik geftleri ve membranlar kullanılarak yapılan yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, distraksiyon osteogenezi, kret split uygulamaları yer almaktadır. Bu tekniklerle yapılan uygulamalarda operasyon sırasında ve sonrasında çeşitli komplikasyonlar yaşanabilir ayrıca tedavi süresi uzar ve hastalar için ek maliyetler ortaya çıkar (5).

İleri derecede atrofiye uğramış dişsiz maksilla ve mandibulada geleneksel tam protezler stabilizasyon ve tutuculuk açısından zayıf kalmaktadır. Bu durumda ilk akla gelen implant destekli overdenture protez uygulamalarıdır. Hasta hareketli bir protez kullanmak istemediğinde; gerek kısa implantlarla, gerekse açılı yeleştirilen implantların kullanıldığı 'All-on-Four' tekniği ile atrofik çenelere sabit protetik restorasyonlar uygulanabilmektedir (6–8).

Bir başka tedavi seçeneği ise atrofik mandibula ve maksillanın rehabilitasyonu için özel yapım subperiostal implantlar bir çözüm olarak günümüzde ortaya çıkmaktadır (9,10).

Bu tür ileri derecede atrofik mandibulada sabit protetik rehabilitasyon sağlamk için ileri cerrahi greftleme prosedürleri kullanılmadan çeşitli tedavi seçenekleri son yıllarda popüler bir durumdadır. Biz çalışmamızda dental implant ve subperiosteal implantları kullanarak elde ettiğimiz modellerde kuvvetler altında oluşan streslerin mandibular alveoler kemiği, implant çevresi ve yüzeyini nasıl etkileyeceğini incelemeyi hedefledik. Araştırmamızda sonlu elemanlar analiz yönteminin (SEA) kullanılması planlandı. Çünkü bu yöntem, biyolojik dokuların mekanik davranışını taklit etmede ve öngörülebilir olmasında etkili bir araç olmasının yanısıra, gerçek yapıya çok yakın bir model hazırlanabilmesi ve stresler, gerinimler ile yer değistirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir olması açısından da avantaj sunmaktadır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Dental implantoloji ve Tarihçesi

Dental implantlar; estetik ve fonksiyonunun tekrar sağlanması amacıyla yapılan protezlere, kemik içinden ya da üzerinden destek sağlamak amacıyla yerleştirilen diş kökünü taklit eden titanyum vidalardır (11).

19. yüzyılda Lewis çekim soketinin ölçüsünü alarak, sokete uyumlu implant yapmayı denerken, günümüzde kullanılan dental implantlara benzeyen çalışmalar 20. yüzyıl başlarında görülmeye başlanmıştır. İlk yivli silindirik implant patenti 1937 yılında Adams tarafından alınmıştır. 1938'de Dahl alveol kemiğinin içine değil de üzerine yerleştirmeyi deneyerek ilk subperiosteal implantı geliştirdi (11,12). 1938'de Storck konik şekilli kobalt-krom-molibden vidadan oluşan kemik içi implantı yerleştirmiş (13), 1953'te Sollier ve Chercheve, kemik içi implantların boyunu uzatarak transosseos implantı geliştirmişlerdir (11). 1962'de Perron-Andre tasarladığı implantı histolojik olarak değerlendirmiş ve travmaya maruz kalmadan yerinde tutulan implant ve kemik arasında bir entegrasyondan bahsetmiştir (14). 1968'de Linkow alveol kemiğin genişlik boyutunu da kullanarak blade implantları geliştirmiş ve bu tasarıma sahip implantlar 1980'li yıllara kadar en çok tercih edilen implantlar olmuştur (13). 1969 yılında Branemark tarafından Latince kemik anlamına gelen 'os' ve birleşmek anlamına gelen 'integrate' kelimelerinin biraraya gelmesiye oluşan osseointegrasyon kavramı ortaya atılmıştır (15).

2.2 Osteointegrasyonun Tanımı

Osseointegrasyon kavramını tanımlamak için ışık mikroskobu kullanan branemark, canlı kemik dokusu ile dental implant yüzeyi arasında oluşan doğrudan teması osteointegrasyon olarak adlandırmıştır (16). Osteointegrasyonu etkileyen faktörler genel olarak şu şekilde sıralanmıştır; çene kemiğinin miktarı ve kalitesi, implantın yapıldığı materyal, implantın dizaynı ve yüzey özellikleri, kullanılan cerrahi teknik, implant yükleme zamanları ve koşullarıdır (17).

2.2.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Lokal ve Sistemik Faktörler

2.2.1.1 Lokal Faktörler

- İmplant yapıldığı materyalin özellikleri ve sterilizasyon koşulları
- İmplant dizaynı, implantın şekli ve yüzey özellikleri
- Drilleme esnasında meydana gelen ısı miktarı
- Primer stabilizasyon
- Fibrötik doku oluşumu
- Kemik yoğunluğu
- Alveol kretinin yükseklik ve genişlik miktarı

Olarak sıralanabilir (18–25)

2.1.1.2 Sistemik Faktörler

Yaş: Yaş ilerlemesine bağlı olarak kemik dokusundaki trabeküler yapı değişimiyle osseointegrasyon kötü yönde etkilenebilir (24).

Diabetes Mellitus: Diabetis mellitus hastalarının kemik sikluslarında, osteoblast ve osteoklast miktarında belirgin azalmalar görülür. İnsülin alan tip 2 diabet hastaları ve periodontal sorunlara bağlı diş kaybı görülen hastalar implant başarısı açısından yüksek risk içeren gruptur (26).

Hematolojik Hastalıklar: Trombosit hücrelerindeki yapısal bozukluklar, pıhtılaşma faktörleri ile ilgili bozukluklar, damarsal anomaliler ve hemofili başarılı bir osseointegrasyon sağlamak için önemli risk faktörleri arasındadır. Çünkü osseointegrasyon, kan pıhtısının normal bir şekilde oluşumuna dayanır. Düzenli bir biçimde organize olan fibrin örtü, dental implantın yüzeyine kemik hücrelerinin hareket etmesine olanak verir (27).

Sigara Kullanımı: İntra oral yapılan cerrahi işlemlerin ardında sigara kullanan hastaların yara iyileşmelerinde bozukluk olduğu görülmüştür. Özellikle yara iyileşmesi komplikasyonları, periimplant a bağlı marjinal kemik dokusunda kayıp ve dental implantlarda kayıp riskinde artış gözlenir. Dental İmplant cerrahisi yapılmadan önce sigara kullanan hastalar sigaranın sebep olduğu olumsuz etkiler hakkında uyarılmalı ve bilgilendirilmelidir (26,27).

2.3 Kemik Değerlendirilmesi ve Rezorpsiyon

2.3.1 Mandibular Kemiğin Anatomisi

Mandibula, kansellöz kemik dokusunun kortikal, kompakt bir kemikle çevrelendiği yassı bir kemik yapısındadır. Ramus, ‘korpus’ (gövde), parasimfiz ve simfiz olmak üzere dört bölümde incelenir (28). Mandibulanın gövde kısmı, ramus mandibuladan daha kalındır. En yoğun iki kısmı oblik sırt ve mylohyoid sulkus bölgesidir (29).

Ramus mandibula, mandibulanın arka sınırını oluşturan dört köşeli bir kemik tabakasıdır (29). Lingual ve bukkal olmak üzere iki yüzeyden ve koronoid ve kondiller olmak üzere dikey yönlü iki çıkıntıdan oluşur. Bu çıkıntılar ‘incisura mandibulae’ ile birbirinden ayrılır (30). Mandibular ramusun, dış yüzeyinin alt sınırı daha kaba bir formdadır. ‘Angulus mandibula’ olarak adlandırılan bu kısım mandibulanın arka köşesini oluşturur ve masseter kas bağlantısının tutunduğu masseterik tüberositi bu alanda yer alır (30).

Ramus mandibulanın iç yüzünde medial pterygoid kas bağlantısının tutunduğu pterygoid tüberositi yer alır (31). Medial pterygoid kasının ramusa bakan yüzü interpterygoid fasya ile kaplıdır (32). Mandibula köşesi, medial pterygoid ve masseter kaslarının bağlantı noktasının arasında stylomandibular ligament bağlantısı yer alır. Ek olarak, ramus mandibulanın iç yüzünde, orta hatta doğru konumlanmış mandibular foramen yer alır. Lingula diye adlandırılan ve sphenomandibular ligamentin tutunduğu kemik çıkıntısı mandibular foramenin üzerinde konumlanmıştır ve mukoza üzerinden palpe edilebilir (33).

Ramus mandibulanın ön yüzeyinin köşesinden dış oblik sırt başlar ve mandibular üçüncü molar dişin bukkal yüzeyini oluşturur. Kesin ve dar yapıdaki bu kemik hattının iç yüzünde retromolar üçgen yer alır. Retromolar üçgen, iç yüzeyinde, buccinatör kas bağlantısının tutunduğu buccinatör sırt, dış yüzünde ise temporal sırt ile sınırlandırılır (34). Bukkal kas bağlantısı, retromolar üçgenin lingual yüzeyindeki ‘crista buccinatoria’ya tutunur. Bukkal yüzünü ise ‘crista temporalis’in dış dalları oluşturur (32,35).

Ramusun posterior sınırı kıvrımlıdır ve parotis bezi bu alanda yer alır (28).

Mandibulayı bukkal, labial ve lingual yüz olarak incelediğimizde lingual yüz, üçüncü molar diş bölgesi hariç daha kalındır (36).

Mandibula, trigeminal sinirin üç dalından biri olan mandibular sinir ile innerve olur. Mandibular sinir aynı zamanda, temporamandibular eklemi, kasları, deriyi, mukozayı, diş çevre dokularını ve mandibular dişleri innerve eder. Mandibular sinir hem duyuşal hem de motor dallara sahiptir (37).

2.3.2 Alveolar Kemiğın Oluşumu ve Yapısı

Alveolar kemik, çene kemiklerinin bir bölümünü oluşturur ve diş ve periodontal ligament, bağ dokusu, dişeti gibi diş çevreleyen dokuları destekler (38). Alveolar kemik, diş tomurcuklarının çene kemiğinde oluşumu ve dişlerin sürmesiyle birlikte gelişim gösterir (29). Diş kayıplarıyla birlikte aşamalı olarak rezorbe olur ve zamanla rezorpsiyon miktarı artar (39).

Alveolar kemiğın konturu, diş kökleriyle uyumludur ancak hasta anatomisi ve klinik durumlara bağılı olarak değışiklik gösterebilir. Ek olarak dişin alveolar kemik içindeki konumu bukkal, labial veya lingual kemik yüksekliğı ve genişliğini etkiler (38).

Alveolar kemiğın dış yüzeyi kompakt kemik lamellerinin oluşturduğı kortikal kemikten oluşmaktadır. İç yüzeyi daha ince bir kortikal kemik yüzeyine sahiptir ve periodontal liflerin tutunmasına izin veren ‘cribriform plate’ olarak adlandırılan çok sayıda küçük delik yer alır. Bu iki kortikal tabakanın arasında alveolar kemiğı destekleyen kansellöz kemik dokusu bulunmaktadır (38).

Kortikal ve kansellöz kemik yoğunluğı, maksilla ve mandibulada farklılık gösterebildiğı gibi maksilla ve mandibulanın farklı bölgelerinde de farklı oranlarda karşımıza çıkabilir (40).

İlk olarak Linkow (41) tarafından 1970 yılında yapılan sınıflamada kemik yoğunluğı üç sınıfta ele alınmıştır;

Sınıf I kemik yapısı; İdeal kemik tipi olarak adlandırılmıştır. Küçük kansellöz boşluklarla birlikte eşit boyutlarda trabekül içeren kemik dokusu tarif edilmektedir.

Sınıf II kemik yapısı; Bu kemik tipinde, kemik dokudaki kansellöz boşluklar artmış ve trabeküller düzensizleşmiştir.

Sınıf III kemik yapısı; Kemik trabekülleri içinde geniş boşlukların gözlendiğı bir kemik yapısı tarif edilmektedir.

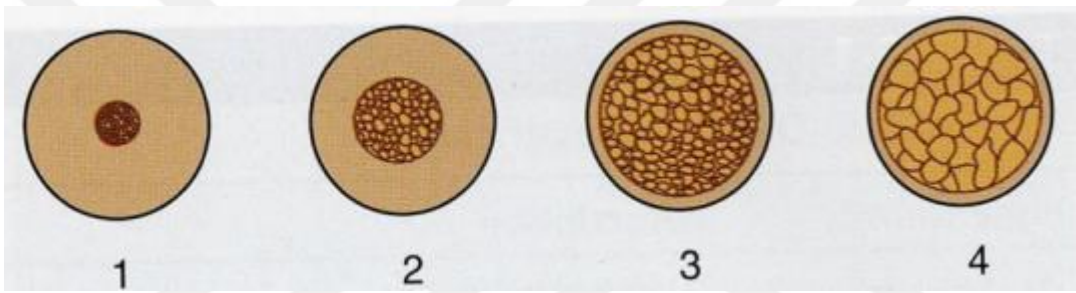
1985 yılında Lekholm ve Zarb (42) tarafından yapılan sınıflandırmada kemik yoğunluğu dört sınıfta incelenmiştir;

Sınıf I; Homojen kompakt kemik yapısı olarak tarif edilmektedir.

Sınıf II; Bu kemik tipinde kalın bir tabaka kortikal kemiğin çevrelediği yoğun trabeküler kemik tarif edilmektedir.

Sınıf III; Bu kemik tipinde ise yoğun trabeküler kemik dokusunu çevreleyen daha ince bir kortikal kemik yer almaktadır.

Sınıf IV; Oldukça düşük yoğunluğa sahip trabeküler kemik yapısı ve bunu çevreleyen ince bir kortikal kemik dokusu olarak tarif edilmektedir.



Şekil 2. 1. Lekholm ve Zarb'ın Kalite Açısından Kemik Sınıflaması (1985).

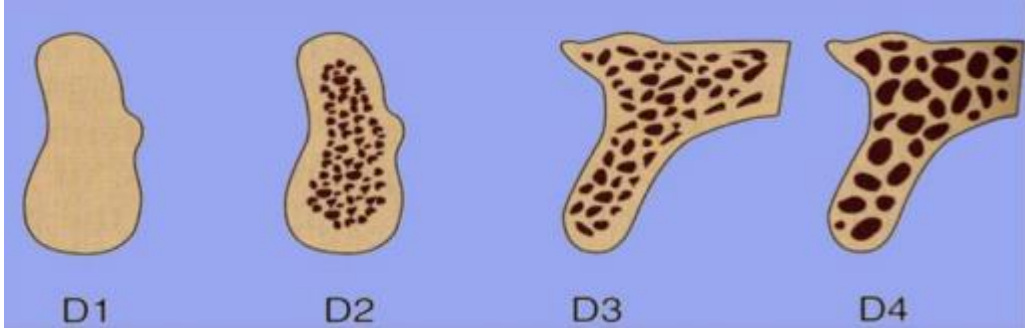
1988 yılında Misch (43) tarafından yapılan kemik yoğunluğu sınıflandırmasında da dört sınıf yer almaktadır;

D1; Yoğun kortikal kemik dokusu olarak tarif edilmektedir.

D2; Alveolar sırt üzerinde trabeküler yapıyı çevreleyen yoğun, kalın bir kortikal kemik tabakası izlenmektedir.

D3; Trabeküler kemik yapısını çevreleyen daha ince bir kortikal tabaka olarak belirtilmiştir.

D4; Alveolar sırtta neredeyse kortikal kemik dokunun izlenmediği oldukça düşük yoğunlukta bir kemik doku olarak tarif edilmektedir.



Şekil 2. 2. Misch'e Göre Kemik Yoğunluğu Sınıflaması.

Yapılan bu sınıflandırmalara göre tedavi planını oluşturmak hem tedaviyi kolaylaştırmakta hem de başarısını arttırmaktadır. Ancak kemik doku yoğunluğuyla birlikte rezorpsiyon oranı da tedavi tercihini ve başarısını etkileyen bir diğer önemli faktördür ve mutlaka değerlendirilmelidir.

2.3.3 Alveolar Kemiğin Rezorpsiyon Mekanizması ve Sınıflandırması

Yatay düzlemde, rezidüel sırtın eğimini ve yönünü belirlemek implantın uygun konumda ve açıda uygulanmasına ve komşu dişlerle ilişkisinin sağlanmasına yardımcı olur. Bu nedenle, dişsiz çenelerde kemik morfolojisini iyi bilmek uygulanacak tedavinin başarısını arttıracaktır (44) .

Dişler periodontal lifler yardımıyla kemik dokuya tutunur ve alveolar kemik tarafından desteklenir. Bu sayede, alveolar kemik yüzeyinde çiğneme kuvvetinin yarattığı mekanik uyarılar hem kemik doku hem de dişler yüzeyine yayılır ve denge sağlanır. Kuvvetin dağılımıyla dokular üzerine binen yük azalır ve doku sağlığı korunmuş olur (45).

Diş kayıpları, periodontal hastalıkların eşlik ettiği enfeksiyon, tedavi edilmemiş dental hastalıklar ve travmaya bağlı gelişebilir. Bu da dengesiz çiğneme fonksiyonuna sebep olur ve kansellöz alveolar kemik yapısında yıkıma neden olabilir (46).

Diş kayıplarını takiben mandibular ark çoğunlukla oval formda gözlenir. Bunu kare ve düzensiz ark formu takip eder. Bıçak sırtı gibi keskin kemik sırtı daha çok keser dişlerin olduğu bölgede gözlenirken, düz kemik sırtı molar dişler bölgesinde izlenmektedir. Mandibular kemikte rezorpsiyon lingual alan boyunca gerçekleşir ve maksilla ile olan oklüzal ilişkisi düşünüldüğünde ark boyunca 'genişleme' gözlenir. Lingual kortikal yüzey, bukkal yüzeye göre dikey yönde konumlanır ve iki kemik yüzeyi arasında trabeküler kemik dokusu

izlenir. Bu oklüzal düzlemdeki, düzensiz trabeküler yüzey, sağ ve sol retromolar bölgeler arasında devam eder (47).

2.3.4. Diş Çekimini Takiben Alveolar İyileşme

Diş çekimi sonrası, alveol soket pıhtı ile dolar ve polimorfonükleer lökositler ve fibroblastlar pıhtı içine göç eder. 2-3 gün sonra granülasyon dokusunun oluşumu başlar ve 4. günde alveol soket içinde epitelyal doku gelişir. Osteoklastlar, alveolar sırtı rezorbe etmeye başlar. 7. günde, osteoid dokunun bazı bölgelerinde bağ dokusu gelişimi başlar. Böylece, 20. günde epitelizeasyon tamamlanmış olur. Mineralizasyonun başlamasıyla kemik dokunun tamiri başlar ve lameller kemik gelişimi gözlenir. 40. günde tamir sürecinde, alveolar sırt yüksekliği üçte bir oranında azalmış olur (48).

Özetle, diş çekimi sonrası üç boyutlu kemik rezorpsiyonu gelişir (40).

Diş çekimi sonrası kemik rezorpsiyonu 3 aylık dönemde yüzde (%) 21, altı aylık dönemde %36 ve 1.yılda %44 olarak değerlendirilmiştir (49). Alveolar kemikte gözlenen bu yıkım seneler içinde azalarak devam eder. Özetle çene kemiğinde gelişen atrofi azalarak devam eder, ancak elimine edilemez (50).

Alveolar kemikte gelişen rezorpsiyon, yaşa, cinsiyete ve çene kemiğine bağlı olarak farklılık göstermektedir (40). Çene kemiklerinde atrofi değerlendirildiğinde 20 ile 40 yaş aralığındaki hasta grubunda atrofi ileri yaş grubuna göre daha az gözlenmektedir. Ek olarak hem mandibular hem maksiller arka bölgede, ön bölgeye göre daha şiddetli atrofi gözlenmektedir (50,51). Ek olarak aynı hastada, farklı zamanlarda da rezorpsiyon oranı farklılık gösterebilmektedir. Bu nedenle tedavi planlaması yaparken anatomik, fonksiyonel, metabolik ve protetik faktörler iyi değerlendirilmelidir (39).

Anatomik faktörler içinde, kemik boyutu, şekli, yoğunluğu, çevreleyen mukozanın kalınlığı ile soket derinliği ve sayısı yer alır (39).

Fonksiyonel faktörler, çene kemiği üzerine binen yüklerin dağılımı, çiğneme fonksiyonu ve etkisi üzerine kuruludur. Her hastada farklı oranlar farklı etkiler yaratabilir. Bir hastada fizyolojik sınırlar içinde olan kuvvet diğer bir hastada kırık, kemik kaybı gibi patolojik sonuçlar yaratabilir. Fonksiyonel faktörler içinde her bireye göre değişen kuvvet süresi, miktarı, yoğunluğu ve yönü yer alır. Bu faktörler, hücrel aktiviteyi etkiler ve kemik dokunun cevabına göre yapım ve yıkım sürecini başlatırlar. Örneğin diş sıkma veya

gıcırdatma gibi kuvvetin yoğunluğunun ve sıklığının arttığı durumlarda kemik üzerinde travmatik bir etki yaratılmış olur. Ek olarak buna bağlı diş üzerinde meydana gelen aşınmalar interoklüzal mesafeyi azaltacağı için kemik doku üzerine binen kuvvetler artar. Diş kayıpları ve rezorpsiyon düzeyi de paralel biçimde artış gösterebilir (39).

Protetik faktörler, uygulanan protezin tipi ve kullanım süresine bağlı olarak kemik doku rezorpsiyonunda etki gösterir (39).

Mekanik ve biyolojik faktörlerin etkisiyle kemik yapı farklı oranlarda şekillenir. Mekanik uyarılardaki azalma veya kayıp, kemik kalınlığında ve boyutunda azalmayla sonuçlanabilir. Biyolojik faktörleri oluşturan osteoblast ve osteoklast aktivitesi, matriks içeriği, kemik yapım ve yıkımı üzerinde etki gösterir (52). Ancak, alveolar kemikte gelişen atrofi geri dönüşü olmayan, kronik, ilerleyen ve kümülatiftir (53).

Her ne kadar sabit, hareketli veya implant destekli protezlerle tedavi sağlansa da dişlerin alveolar kemiğe ilettiği fizyolojik kuvvetler ile yaratılan yük dağılımı bu tedavilerle tam anlamıyla gerçekleştirilemez (46,54). Böylece alveolar kemikte rezorpsiyon artar. Ayrıca protezlerin dokuyla uyumsuzluğu da bu rezorpsiyonun artmasına neden olur. Ancak diş kayıpları protetik olarak tedavi edilmezse de rezidüel sırtta azalma gözlenir (46). Özetle, kemik kayıpları sadece protetik faktörlere bağlanamaz (55).

Cawood-Howell'in (56) 1988 ve Atwood'un (57) 1963 yılında tanımladığı kemik rezorpsiyon sınıflamasında;

Sınıf I; Dişin halen alveolar sokette olduğu veya çekim öncesi fizyolojik durumu tarif eder.

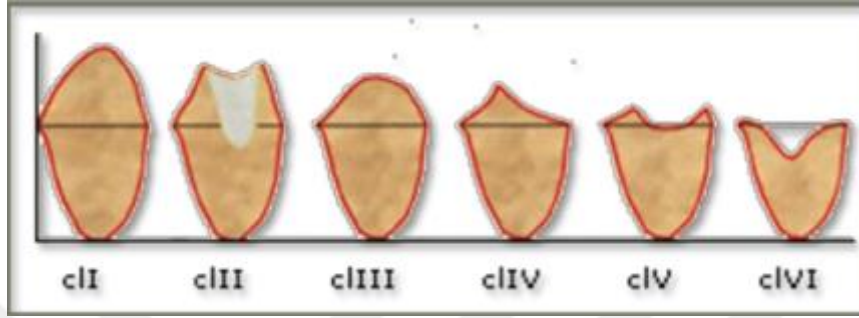
Sınıf II; Diş çekimini takiben alveol kemiğin halen iyi durumda olduğu ve yeni kemik oluşumunun başladığı aşamadır.

Sınıf III; Alveol, yeni kemik ile dolmuş ancak şeklini ve yapısını kaybetmiştir. Bukkal ve lingual yüzeylerde rezorpsiyon gözlenirken yükseklik halen korunmaktadır. Alveolar sırt yuvarlatılmış bir görünümündedir.

Sınıf IV; Alveolar sırtın incelendiği ve bıçak sırtı gibi keskin bir kemik yapısının gözlemlendiği durumu tarif eder. Çene kemiğin gövdesi halen yeterli yükseklik ve kalınlığı sergiler.

Sınıf V; İleri düzeyde rezorpsiyona bağlı alveolar sırt ve çene kemiğinin gövdesinde yatay ve dikey yönde kemik kaybının gözlemlendiği durumu tarif eder. Boyuttaki azalmaya rağmen iyi şekillenmiş bir kemik yapısı gözlenir.

Sınıf VI; Rezidüel sırtın yaygın rezorpsiyonuna bağlı olarak negatif yönde kemik kaybı gelişir. Buna bağlı olarak bazal kemikte azalmanın gözlemlendiği durumdur.



Şekil 2. 3. Cawood Ve Howell (1988)'in Rezorpsiyon Sınıflandırması.

Atwood (53) 1971 ve Pietrokovski (47) 1975 yılında, rezidüel sırt üzerinde trabeküler kemiğin görünümünü sınıflandırmışlardır;

Sınıf I; Diş çekimi sonrası alveol, tamamıyla yeni kemikle dolmuş ve alveol sırt kortikal kemikle çevrelenmiştir.

Sınıf II; Alveolar sırt üstündeki kortikal tabaka tamamıyla kapanmamış ve 2 milimetre (mm) genişliğinde düzensiz trabeküler kemik yapısı gözlenmektedir.

Sınıf III; Alveolar sırt üzerinde kortikal kemik tabakası devam etmemekte ve 2 mm'den daha geniş trabeküler kemik alanları izlenmektedir.

Eski çekim bölgesinde gözlenen kemik defektleri incelendiğinde, diş çekimi sonrası zayıf veya yetersiz kemik doku tamirine bağlı trabeküler alanlar veya makroskobik perforasyonlar gözlenebilir (47,58). Ancak Nakamoto (58) 1968 yılında, bu tür defektlerin belli alanda sınırla kalmış olması sebebiyle eski alveolar soketler alanı ile olan ilişkilerinden şüphe duymuştur. Bu tür defektler üç şekilde sınıflandırılmaktadır;

Sınıf I; Alveolar sırt üzerinde defekt gözlenmemektedir.

Sınıf II; Alveolar sırt üzerinde küçük defektler yer almaktadır. Kortikal kemik tabakası gözlenmekte, ancak kanal benzeri küçük trabeküler yansımalar görülmektedir.

Sınıf III; Kortikal kemik tabakasında boyutları artan düzensizlikler gözlenmektedir.

Alveolar sırt üzerinde gözlenen konkav çöküntü üzerine bir sınıflandırma da mevcuttur (59). Çok sayıda daimi dişin kaybı sonrası kemik dokunun yapısı bozulmaya uğrar. Geniş yara yüzeyi, alveolar kemiğin yeterli oranda tamir edilmesini engeller ve alveol sırtta eksi yönde kemik tamiri gelişebilir. Çekimler sonrası dental arkın distalinde, komşu dişler arasında veya dişsiz bölge ile komşu dişler arasında alveolar sırt üzerinde konkav bir çöküntü gözlenebilir (59).

Sınıf I; Bölgede konkavite gözlenmemektedir.

Sınıf II; Bölgede konkavite gözlenmektedir.

Rezorpsiyona bağlı mandibular kanalın görünür hale gelmesi bazı vakalarda karşımıza çıkabilir (60). Yaygın rezorpsiyona bağlı, alveolar sırtın üst sınırı mandibular kanala doğru yaklaşabilir. Bu durumda mandibular kanal yüzeyi açılır ve içerisinden geçen damar ve sinir paketi dişeti mukozasıyla çevrelenebilir.

Sınıf I; Mandibular kanal kemik dokusu ile çevrenmiştir.

Sınıf II; Mandibular kanal yüzeyi açılmıştır.

Dişsiz hastalarda, kemik rezorpsiyonu ve yapısının nasıl destekleneceği veya düzenlenebileceği, tüm bu lokal ve sistemik faktörler göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir.

2.3.5. Lokal Faktörlere Bağlı Gelişen Alveolar Kemik Rezorpsiyonu

Periodontal hastalıklara bağlı kaybedilen periodontal fibriller ve bakteriyel geçiş enfektif sonuçlar doğurur (61). Ek olarak tedavi edilmemiş çürük veya pulpitisli dişler de ilerleyen dönemde enfeksiyona neden olabilir. Bu da diş kayıpları ve enfeksiyonun yayılımına bağlı olarak geniş veya yaygın kemik defektleriyle sonuçlanabilir (61).

Dental travmalar, doku kaybına neden olan bir diğer faktörlerdir. Travmanın yönü ve şiddeti diş dokusunun hasarıyla birlikte alveolar sırtta ezilme, kırık veya doku kaybıyla sonuçlanabilir. Travma sadece diş dokusunda zedelenmeyle sonuçlansa bile dişin tedaviye yanıt vermemesi sonucu enfeksiyon kaynağı olarak çekim endikasyonu koyulmasına neden olabilir. Bu da alveolar sırtta yapısal değişiklikleri beraberinde getirir (62).

Bukkal ve lingual dişeti sırtının yakınlaşması, lingual kemik yüzeyinde rezorpsiyon ve bukkal yüzeyde kemik yapımının yavaşlaması, diş çekimi sonrası mandibular kemikte karşımıza çıkan üç önemli değişikliktir. Bu değişiklikler, büyük olasılıkla, soket iyileşme sürecinin bir parçası olarak, kemik sırtının şekillenmesinden, kemik doku yapımında mekanik uyarım sağlayan dişlerin kaybıyla birlikte dilin alveolar kemik sırtı üzerine yayılması ve dil basıncının kaybindan ve diş çekimi sonrası gözlenen çiğneme yetersizliğinden kaynaklanmaktadır (63).

Özetle, alveolar kemik miktarındaki azalma diş çekimi sonrası mekanik uyarımın kaybının bir sonucudur. Ancak sadece tek bir faktör atrofinin tanımlanması için yeterli değildir (63).

Kemik rezorpsiyonunu etkileyen faktörlerden biri de keratinize mukoza kalınlığıdır. Diş kayıpları ve ilerleyen yaşla mukoza incelenir, bu da periosteal ve submukozal damarsal desteği azaltır. Bölge travmalara açık hale gelir ve rezorpsiyon artmaya başlar. Ek olarak, doku zedelenmesine bağlı enflamasyona yatkınlık artar (64). Keratinize mukoza kalınlığı 2 mm'nin altında olduğu zaman, bukkal kemik rezorpsiyonu artar ve yumuşak doku daha apikalde konumlanır (65). Ancak kalın ve sağlıklı bir mukoza ile desteklenen kemikte yıkım aşaması dengelenir ve fizyolojik kuvvetlerle kemik yapımı da uyarılmış olur (66).

2.3.6. Sistemik Faktörlere Bağlı Gelişen Alveolar Kemik Rezorpsiyonu

Hastanın yaşı, cinsiyeti ve genel sağlığı her ne kadar kemik dokuyu tanımlamada yeterli olmasa da klinik olarak bazı ipuçları verir. Genel vücut metabolizmasında anabolik ve katabolik faktörler etki gösterir (39).

Kemik yaşayan bir dokudur ve doku tamiri, oluşumu ve rezorpsiyonla birlikte şekillenir. Kemik dokunun oluşumu anne karnında başlar ve yapım süreci 20'li yaşların sonuna kadar devam eder. Bu dönemde kemik yapımı, iskelet sisteminin boyutunun ve şeklinin belirlenmesinde etkilidir. Kemik doku yapımı erişkin dönemde azalarak devam eder

ve kemik rezorpsiyon oranı artmaya başlar (67). Kemiğin şekillenmesi, basitçe eski kemiğin yıkılıp bu alanda yeni bir kemik dokunun oluşumudur. Bu döngüde, osteoklastlar kemik yüzeyine tutunur ve bölgede ‘proton pompası’ ile asit açığa çıkarırlar. Bölgedeki kemik doku ortadan kalkar ve lakunalar açığa çıkar (68). Osteoklastlar bu lakunalarından ayrılır ve osteoblastlar yeni kemik doku oluşumuna başlar. Kemikte geniş bir ağ oluşturan osteositler, mekanosensörler olarak hareket etmektedirler. Kemik şekillenmesinin erken döneminde, mekanik stres ile birlikte, osteoklastları ve osteoblastları aktive eden bir dizi biyokimyasal reaksiyonda etkilidirler (69).

Çocukluk ve ergenlik döneminde kemik yapımı baskınken, yetişkinlerde kemik oluşumu ve kemik rezorpsiyonu arasında bir denge vardır. Kas kuvveti ve kemiğin sertliği yaşla birlikte azalmaya başlar (70). Artan yaşla birlikte çiğneme kuvveti azalır ve kas fiber içeriği değişir (71). Yaşa bağlı olarak elevatör kasların kaybedilmesi, mandibular kemikte atrofi ve kemik mineral yoğunluğundaki azalmayla ilişkilidir (72).

Kadınlarda menopozdan sonra ve erkeklerde yaşlanma ile birlikte, kemik rezorpsiyonu artar ve kemik kaybı başlar. Diş eksiklikleriyle birlikte erkek hastalarda mandibular kemiğin arka yüzeyinde daha yaygın kemik rezorpsiyonu izlendiği belirtilmektedir (73). Ek olarak, kadınlarda, trabeküler kemik yapısında artış ve mandibular kortikal kemikte rezorpsiyonunun daha yaygın gözlemlendiği belirtilmiştir (74). Ancak mandibular kemik mineralizasyonu ile ilgili yaşa bağlı farklılık bulunmamaktadır (75).

Tiroid hormon düzeyi hem osteoblast hem de osteoklast hücre aktivitesinde etkiliyken paratiroid hormon düzeyi osteoklastlar üzerinde etki gösterir. Kalsiyum (Ca), fosfor (P) ve proteinlerin emilimi kemik doku büyümesinde rol oynar. Kalsiyum emiliminde etkili olan D vitamininin yanı sıra C vitamini de kemik matriks yapımında rol oynar. Ek olarak B vitamini kompleksi, normal hücre metabolizmasında etkilidir (39).

Östrojen hormon yetersizliği menopoz ile beraber metabolik olarak gelişebildiği gibi overektomi geçmişi olan hastalarda da karşımıza çıkmaktadır. Overektomiyi takiben kemik mineral yoğunluğunda azalma ve kemik yıkımında artış olduğu belirtilmiştir (76). Ancak kemik yıkımının kortikal veya trabeküler tabakaların hangisinde daha yoğun geliştiği tartışmalıdır. Yazarlar bunun hormon düzeyindeki eksikliğin süresiyle ilişkili olabileceğini belirtmişlerdir (76,77).

Östrojen hormon yetersizliği osteoporoz riskinin belirlenmesinde de yardımcı olmaktadır (72).

Osteoporoz, düşük kemik yoğunluğu ve kemik dokudaki yapısal bozulmayla karakterize bir hastalıktır. Osteoporoz, kemik dokudaki bozulmanın bir sonucu olarak ağrı, deformite veya kırık oluşumuna neden olabilir. Bu hastalık özellikle, ileri yaştaki postmenopozal dönemdeki kadınlarda, yumurtalık atrofi ve dolaşımdaki östrojen hormonunun azalması sonucu ortaya çıkmaktadır (78).

Osteoporozda kemik mineral yoğunluğunu kontrol eden ve düzenleyen genetik faktörlerin yanı sıra, cinsiyet, ailesel öykü, ırk, vücut yapısı ve sigara, alkol, hormonal ilaçlar gibi kemik metabolizmasını etkileyen faktörler rol alır (79). Birçok çalışmada, osteoporoz ile kemik mineral yoğunluğundaki azalma arasında ilişki olduğu belirtilmiştir (80).

Özetle, lokal ve sistemik birçok faktör alveolar sırtın rezorpsiyonunda etkilidir. Uygun ve doğru bir tedavi yaklaşımı için tedavi yöntemini belirlemeden önce rezorpsiyona neden olan faktörün belirlenmesi ve yıkıcı etkilerin azaltılması önem taşır.

2.4. Dental İmplant Çeşitleri

Çenelerin alveol kemikleri ile olan ilişkiye göre;

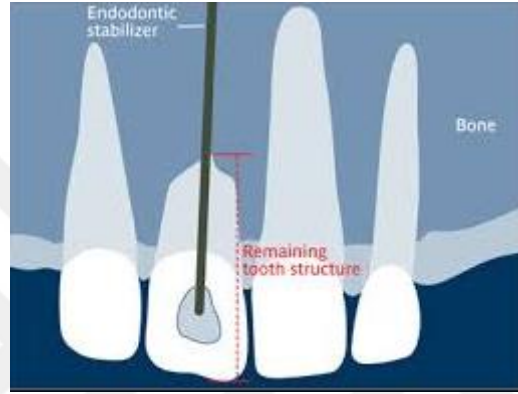
- Kemik içi (endosteal) İmplantlar
- Kemik üzeri (subperiosteal) İmplantlar
- Transmandibular (Transosteal) İmplantlar şeklinde sınıflandırılır (81).

2.4.1 Kemik içi (Endoosseoz/Endosteal) İmplantlar

Üst veya alt çene kemiğinin uygun bölgelerine, lokal veya genel anestezi ile birlikte uygulanabilen, çene kemiğinin içerisine yerleştirilen, hareketsizliği osseointegrasyon ile elde edilen son zamanlarda en sık kullanılan dental implant çeşididir. Şekillerine 6 farklı grupta sınıflandırılır.

2.4.1.1. Endodontik Sabitleyici (Stabilizer) İmplantlar

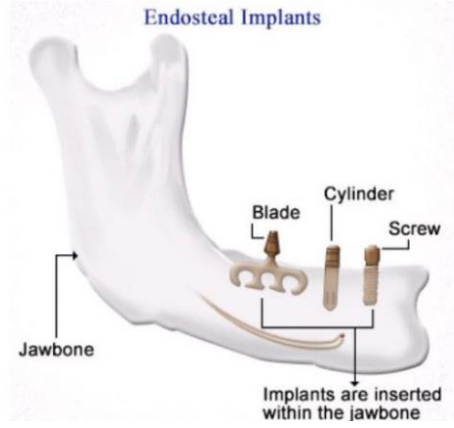
Endodontik sabitleyici dental implantlar, kemik içersine yerleştirilmelerine karşın fonksiyonel uygulanma şartları yönünden diğer endosteal(kemik içi) dental implantlardan farklılık gösterirler. Güncel endodontik sabitleyici dental implantların uygulanması esnasında ilgili dişin apeksi boyunca ilerlenir ve kök ucunun en az 5 mm altında kemiğe geçecek şekilde yerleştirilir. Bu implantlar yivli ve uzun formdadırlar. Uygulamanın amacı restoratif tedaviler için ilave bir üst yapı desteği sağlamaktan çok, var olan diş kökünün fonksiyonuna katkı sağlayarak prognozunu iyileştirmeye yöneliktir (82).



Şekil 2. 4. Endodontik Sabitleyici (Stabilizer) İmplantlar (83)

2.4.1.2. Blade/Plate İmplantlar

1963 yılında Roberts tarafından dizayn edilen bu implantlar, bıçak sırtı veya metal bir plakaya benzeyecek şekilde tasarlanmıştır. Daha sonra 1966 yılında Linkow tarafından geliştirilmiş olan bu grup, genişlemiş olan bölümünün daha fazla kemikle teması sağlanarak, daha iyi osteointegrasyon olacağı düşünülmüştür. rezorbe kemik kretlerinde daha çok tercih ediliyordu. Sabit veya overdenture restorasyonlarda destek olarak kullanılabilmektedir (84). Fakat hızlı sert doku kayıplarına neden olmaları, çevre dokularda enflamasyon oluşturmaları ve istenilen başarı oranları elde edilememesinden dolayı günümüzde kullanılmamaktadırlar.



Şekil 2. 5. Blade/Plate İmplantlar (85)

2.4.1.3. Silindirik İmplantlar

Osseointegrasyonu istenilen seviyeye çıkartmak için farklı yüzey özelliklerine sahip, silindir şeklinde, kemik ile implant arasındaki primer stabilizasyonunun sürtünme ile sağlandığı implantlardır (86).

2.4.1.4. Konik İmplantlar

Günümüzde sıklıkla tercih edilen implant çeşidi olan bu implantlar doğal dişlerin köklerine benzer bir biçimde dizayn edilmiştir. Konik implantlar estetiğin önemli olduğu yerlerde silindirik implantlara göre daha avantajlıdır. Aynı zamanda diş köklerine yakın yerleştirilmesi esnasında köklerde perforasyon oluşturma riski daha azdır (87). Hemen yükleme uygulamalarında konik dizayna sahip dental implantlar, sıkışma kuvveti oluşumu ile primer stabiliteye daha çok katkı sağladığı için tercih edilmektedir.

2.4.1.5. Vent Tipi İmplantlar

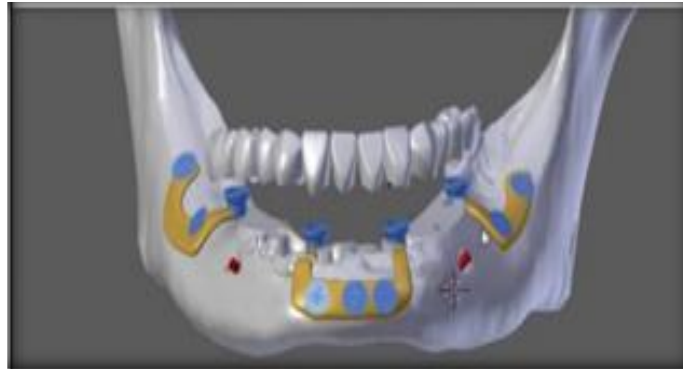
Bu implantlar daha çok yüzey alanı oluşturmak için boşluklu tasarlanmıştır. Bu tasarımın amacı artan yüzey alanı ile birlikte osteointegrasyona katkı sağlamaktır.

2.4.1.6. Vida Tipi İmplantlar

Vida şeklindeki dental implantlarda, aksiyal gerinim ve sıkıştırma kuvvetleri öncelikle implant yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkışma ile alveol kemiğe iletilir. Bu yolla kemikte oluşan bütün makaslama kuvvetlerine karşı ara yüzdeki direnci, yalnızca bağlantının kendisi karşılamaktadır. Böylelikle stresler, ara yüz bağlantı tabakasının taşıma gereksinimine olan ihtiyacı ortadan kaldırır. Siegele ve Soltesz adındaki araştırmacılar 1989 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada, konik, silindirik, vida ve basamak tipi implantları SESA(Sonlu Elemanlar Stres Analiz) yöntemi ile incelemişler ve vida ile silindirik tipi dental implantların stresleri alveol kemiğe daha az ilettiğini bildirmişlerdir (88).

2.4.2. Subperiostal İmplantlar

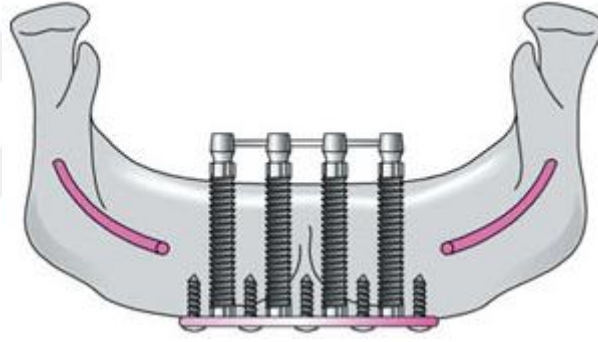
Subperiostal dental implantlar ileri derecede rezorbe mandibula için uzun süredir kullanılmakta olan konservatif bir tedavi seçeneğidir. İlk olarak Doktor Gustav Dhal tarafından 1937'de İsveç'te tanıtılmıştır (89). Subperiostal dental implantlar kişiye özel olarak tasarlanan titanyumdan yapılmış altyapılardır. Periostun altında ve kemiğin üzerine uzanacak biçimde tasarlanan, alt ve üst çenede kullanılabilen, fibrointegrasyon ve kemik desteği ile sabitlenen kafes şeklinde dizayn edilmiş implantlardır. Bu dizayn yapısı ile stresler, protezden geniş alanda desteklenen kemiğe iletilir (90,91).



Şekil 2. 6. Subperiosteal İmplant (92)

2.4.3. Transmandibular (Transosteal) İmplantlar

Bosker 1983 yılında transmandibular implantları aşırı atrofiye mandibulanın rehabilitasyonu amacıyla geliştirilmiştir (93). Alveol kret yüksekliği en fazla 15 mm olan mandibulalar için düşünülmüştür (93,94). Fakat elde edilen çalışma sonuçlarına göre 12 mm den daha kısa alveol kretlerde oldukça fazla komplikasyona yol açtığı bildirilmiştir (81). Trans mandibular implantlar dental implantlar arasında travmatik etkisi en fazla olan ve oldukça yüksek teknik duyarlılık isteyen implant tipleridir. Uygulanmalarının oldukça karmaşık olması başka bir dezavantajdır. Bu implantların uygulanabilmesi için çoğu zaman genel anesteziye ihtiyaç duyulur ve hospitalizasyonun sağlanması gereklidir. İstenmeyen bir diğer sonuç ise; postlar çevresinde aşırı kemik kaybı görülmesidir (81). Meydana gelebilecek başka komplikasyonlar ise; mandibular fraktür, enfeksiyon, uyuşukluk ve postların etrafında diş eti büyümesidir (95).



Şekil 2. 7. Transmandibular (Transosteal) İmplant (96)

2.5. Biyomekanik ve İmplantlar

İmplantların temel görevi fonksiyonel kuvvetleri çevre dokulara dağıtmaktır. İmplant tasarımıdaki amaç ise iletilen bu kuvvetlerin çevre destek dokulara zarar vermeden dağıtılmasını sağlamaktır (97). Günümüzde Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) gibi çeşitli mühendislik teknikleri kullanılarak kuvvetler üstünde elde edilen biyomekanik çalışmalar oldukça değerli çalışmalardır.

İmplantlardan komşu çevre dokulara kuvvet iletimi incelenirken, yükleme şiddeti ve yükleme tipi, implant gövdesinin yapıldığı maddenin özellikleri, implant üst yapısının materyal özellikleri, implant üç boyutlu yapısı(geometisi), implant yüzey özellikleri, implant-

kemik ara yüzeyi ve implantın etrafını saran kemik yoğunluğu ayrı ayrı değerlendirilmelidir (98).

2.5.1.Yükleme Tipi ve Şiddeti

Kuvvet, doğrultusu ve büyüklüğü olan vektörel bir niceliktir. Şu şekilde formülize edilir: $F=m \times a$ birimi, F kuvveti, m kütleyi a ise ivmeyi simgeler. Birimi, Newton(N) = Kg $\times$ m/s² dir. Dental implantoloji alanında kuvvet çoğunlukla 'kilogramkuvvet' şeklinde ifade edilir.

Çiğneme fonksiyonunun başlaması ile çiğneme kasları çalışır duruma gelir ve böylece okluzal kuvvetler ortaya çıkar. Kuvvet, çiğneme fonksiyonun miktarı ve süresi ile ilişkilendirilir. Uzun süren dişsizlik nedeniyle oluşan kas atrofileri ile maksimum ısırma kuvveti azalırken bu kuvvetler implant tedavilerinden sonra uzun vadede artabilmektedir (99).

Doğal dişlerde kuvvet dağılımı periodontal ligament sayesinde ortaya çıkan mikro hareketlerce sağlanır. Osseointegre implantlar doğal dişlerden farklı olarak kemik ile direk temastadırlar dolayısıyla implantlar gelen bu kuvvetleri hızıca kemiğe iletirler. Sonuç olarak osseointegrasyonun başarısında çiğneme kuvvetlerinin etkisi büyüktür (100). Dental implantlar üzerine çiğneme fonksiyonu olmaksızın; dudak, yanak ve dil kaslarının etkisiyle devamlı kuvvet gelebilir. Bu kuvvetler genellikle çok küçük miktarlarda olur. Ancak bazı parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda bu kuvvet artabilir, dil itme gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalar bu druma örnek verilebilir. Yapılan çalışmalar gelen kuvvetlerin büyük bir bölümünün implant boyun bölgesinde yoğunlaştığını göstermektedir (101,102).

Kemik ve implant arasında 3 tür kuvvetten bahsedilmektedir. Bunlar tensile (çekme) , compressive (sıkıştırma) veya shear (makaslama) şeklinde sınıflandırılır. Kemik dokusu daha çok sıkışma şeklindeki kuvvetlere dayanıklıyken çekme şeklinde gelen kuvvetlere %30 daha az, makaslama şeklinde gelen kuvvetlere de %65 daha az dayanıklıdır (103).

Kemik ara yüzündeki dikey kuvvetler kret tepesinde yoğunlaşırken yatay kuvvetler ise bu kuvvetlerin etkisini arttırır. Yapılan çalışmalarda dental implantların üzerine gelen kuvvetlerin çevre kemiğe iletme tarzı ve miktarının başarıda ana faktör olduğu, bu kuvvetlerin dağıtılmasında ise protez tipi ve kasp eğimlerinin etkili olduğu bildirilmiştir (104).

Birçok araştırmacı yaptıkları çalışmalarda farklı tip ve şiddete sahip okluzal kuvvetler uygulayarak stres analizi çalışmaları yapmışlardır. Özellikle sonlu elemanlar analizi (SEA) ile yapılan çalışmalarda uygulanan kuvvetler Tablo 2.1'de gösterilmiştir

Tablo 2. 1. SEA(Sonlu Eleman Analizi) kullanılarak elde edilmiş çalışmalarda uygulanan okluzal kuvvetler

Kuvvet Miktarı	Kuvvet Yönü	Kuvvet Lokalizasyonu	Uygulandığı Bölge	Yazar
150N 50N	Vertikal Oblik 30°	2-4-6-7 nolu dişler	Maksilla	Aykut Çetindağ (105)
300N	Oblik 75°	Premolar ve 1. molar dişler bukkal kasp	Mandibula	Özdemir Doğan ve ark. (7)
100N 30N	Vertikal Oblik 45°	Santral fossa Bukkal kasp	Mandibula Posterior	Xiao ve ark. (106)
50 N	Vertikal	Kantilaver yapının en distali	Mandibula Posterior	Takashi ve ark. (107)
150N 150N	Vertikal Vertikal	Palatal kasp Mezial kasp	Maksilla posteror	Koca ve ark. (108)
150N	Vertikal oblik 45°	Abutment tepesi	Mandibula anterior	Ding ve ark. (109)
141N	Oblik 45°	Abutment tepesi	Mandibula posterior	Geng ve ark. (110)
100N 50N	Vertikal Oblik 45°	Santral		Konge ve ark. (111)

100N 100N	Vertikal Oblik 15°			Chun ve ark. (101)
100N 20N	Vertikal Horizontal	Kronun en koronal kısmı	Mandibula posterior	Petrie ve ark. (112)
129N	Oblik 45°	Palatal cusp	Maksilla posterior	Huang ve ark. (113)
100N 20N	Vertikal Horizontal	Santral ve distal fossa	Maksilla posterior	Chang ve ark. (114)
400N	Oblik 30°	Bukkal kusp	Mandibula posterior	Akça ve ark. (115)

İmplantın aşırı yüklemesine sebebiyet veren çeşitli faktörler bulunmaktadır. Yetersiz implant dizaynı ve boyutu, implant sayısının az olması, hatalı bağlanmış abutmentler, konvansiyonel protetik limitasyonların yerine getirilmemesi, kantilaver pontiklerin aşırı uzun olması, uygun olmayan implant pozisyonları, hatalı restorasyon tipi, destekleyici kemikte rezorpsiyon ve parafonksiyonel kuvvetler bu faktörlerin önde gelen kısmını oluşturur (116).

Kaslardaki kasılmanın gücü ve maksimum ısırma kuvveti; cinsiyete, kasın hacmine, egzersiz miktarına, diyet şekline, ısırmanın lokasyonuna, parafonksiyonel alışkanlıklara, dentisyonun durumu ve yaşa bağlı olarak değişmektedir (117,118). Bu etkenlere bağlı olarak doğal diş ve implantlar üzerine uygulanan kuvvetler Tablo 2.2'de gösterilmiştir.

Tablo 2. 2. Doğal diş ve dental implantlarda ısırma kuvvetlerinin iletimi

Yazar	Doğal Diş/Dental İmplant	Ortalama Kuvvet	Maksimum
Sun (119)	Maksiller orta keser	100N	
Saleh Saber (120)	İmplant destekli hibrit protez	100N	
Rand (121)	Doğal diş - implant destekli protez Maksiller ve Mandibuler 1.molar	100N	
Horita (8)	İmplant destekli hibrit protez	200N	
Carr ve Laney (99)	Konvansiyonel protez İmplant destekli protez	59,6N 112,9N	
Braun (122)	Doğal diş	738±209N Erkek>Kadın	
Van Eijden (118)	Kanin 2.Premolar 2. Molar	469±85N 583±99N 723±138N	
Raadsheer (123)	Erkek Kadın	545.7N 383.6N	
Mericske-Stern ve Zarb (124)	Tam protez İmplant destekli protez	35N 330N	
Morneburg ve Proshchel (125)	Üç üyeli implant destekli sabit protez Anterior tek implant Posterior tek implant	220N 91N 129N	
Cho (126)	İmplant destekli sabit protez	200N	
Fontijn-Tekamp (94)	İmplant destekli protez Molar bölge İnsizal bölge	50-400N 25-170N	

2.5.2. İmplant Gövdesinin Materyal Özellikleri

Puelo ve Nancy'e göre bir biyomateryalin performansı, konakçının implanta cevabı ve materyalin konaktaki cevabına bağlıdır (127). Pek çok materyal biyouyumlu olmasına karşın ısıma kuvvetleri altında dayanıksız olduğundan implant materyali olarak kullanılamamaktadır. Okluzal kuvvetler karşısında bu materyallerde mikroçatlaklar ve korozyon görülmektedir. Bazı materyaller ise biyouyumlu olmalarına rağmen elastisite modülü çok yüksek olduğundan (Örn. Alüminyumoksit) stresi kendi üzerinde toplayarak çevresindeki kemikte atrofiye neden olur. Buna 'stres shielding' etkisi denmekte ve çapı 6 mm'den geniş olan implantlarda yine bu durum gözlenebilmektedir (97).

Titanyum oldukça reaktif bir madde olduğundan, hava ile temasından sonra nanosaniyelerle ifade edilen bir zaman diliminde materyalin yüzeyini bir oksit tabakası kaplamaktadır. Bu tabaka bir yandan korozyona direnç sağlarken diğer yandan lokal dokular tarafından materyalin kabul görmesini sağlamaktadır (128,129). Yapılan deneysel bir çalışmada titanyumun düşük oranda vücuda geçtiği fakat sonucun istatistiksel anlam ifade etmediği bildirilmiştir (130).

Titanyum ve alaşımları biyouyumluk, dayanıklılık ve elastisite modülü ideale yakın olması açısından ispatlanmış materyallerdir (97). Dental implantlarda titanyum saf veya alaşımlar olarak iki formda kullanılabilir. Alaşım olarak mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6AL-4V) biyouyumluluğu en iyi olan metalik maddelerden birisidir.

Bu alaşımın içerisindeki alüminyum materyalin dayanıklılığını artırır ve yoğunluğunu azaltır, vanadyum ise korozyon oluşumuna karşı direncini artırır (129,131). Titanyum alaşımların genel fiziksel özelliklerinin saf titanyuma olan üstünlüğü Tablo 2.3'te görülmektedir.

Tablo 2. 3. Farklı titanyum sınıflarının ve bir alaşımının fiziksel özellikleri (129,131)

Materyal özellikleri	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 5 (Ti- 6Al - 4V)
Çekme dayanıklılığı, min (MPa)	240	345	450	550	930
Akma dayanımı (MPa)	170	280	380	483	860
Elastisite modülü (GPa)	103	103	103	103	113
Erime noktası (C°)	1660	1660	1660	1660	1670

2.5.3 İmplant Üstü Protezin Materyal Özellikleri

Aynı geometrik yapıya sahip protez materyallerinden, üst yapısı yüksek rijiditeye sahip protezlerin kemik-implant ara yüzünde daha az stres oluşturduğunu belirten çalışmaların yanında, iletilen stresin kullanılan materyalin elastisite modülüyle değişmediğini söyleyen çalışmalar da mevcuttur (132,133). Literatürde bu konu hakkında henüz fikir birliği bulunmamaktadır.

2.5.4 İmplant Geometrisi

Kemik üzerinde oluşan stres implant çapı, uzunluğu, gövde geometrisi ve yiv yapısından etkilenmektedir (101,102).

İmplantın Çapı

İmplantın genişliği en fazla olan yivi ile tam karşısındaki yivin tepe noktaları arasındaki mesafe implant çapı olarak kabul edilmektedir.

İmplant çapının seçiminde; kemik dokunun kalitesi ve miktarı, hazırlanacak protetik üst yapının tipi, estetik ve implantlar üzerinde oluşacak okluzal kuvvetler gibi biyomekanik faktörler oldukça önem teşkil etmektedir. Dental İmplantın çapındaki artış kemiğe iletilen kuvvetleri dağıtmakta ve azaltmakta, bu durum da stabiliteyi artırmaktadır. Buna bağlı olarak da geniş çaplı implantların başarısı dar olanlara göre daha yüksektir. Geniş çaplı implantların implant ve kemik arasında daha fazla temas sağlaması, bikortikal yerleşime uygun olması, immediyat yerleşmede gerilme (stress) ve gerinim (strain) değerlerinin düşük olması

avantajları arasında gösterilmektedir (134,135). Ancak literatürde implant çapının 5 mm'den daha çok olduğu durumlarda, implantın yerleştirileceği yuvanın hazırlanması esnasında kemiğin fazla miktarda ısınabildiği ve bu ısının kısa dönem başarısızlığa neden olabildiğini savunan çalışmalar da mevcuttur (136).

İmplant Uzunluğu

İmplant platformundan implantın apeksine kadar olan uzaklık implant uzunluğu olarak ifade edilmektedir. İmplant uzunluğunu mümkün olduğu kadar artırmak amaçlansa da anatomik kısıtlamalar nedeniyle cerrahi risklerin artması bu hedefe ulaşmayı zorlaştırmaktadır (103,137).

Van Steenberghe ve ark. 558 implantı izledikleri prospektif bir çalışmada 10 mm'den kısa implantlarda başarı yüzdesinin düştüğünü belirtmişlerdir (138). İmplant uzunluğu arttıkça başarı oranının arttığı (139), ancak 10 mm'yi aşan boylarda streteki azalma miktarının önemsiz olduğu bildirilmiştir (101). Bunun yanında özellikle mandibula anterior bölgede uzun implant yerleştirmenin implant başarısını olumsuz etkileyecek miktarda kemikte ısınma açığa çıkarabileceği bildirilmiştir (140).

Kısa implant kullanımının başarısızlığa neden olabildiği yönde klinik çalışmalar da mevcuttur. İmplant boyu ve implant başarısı arasındaki ilişkiyi 5 yıldan uzun takip eden çalışmalar Tablo 2.4'te gösterilmiştir.

Tablo 2. 4. İmplant boylarının başarı oranına etkisiyle ilgili çalışmalar

Çalışma	Sistem	İmplant Sayısı	Uzunluk	Süre	Başarı Oranı
Busenlecher (141)	Nobel Astra Biomet	13147	<10mm	8 yıl	%93,6-98,0
			>10mm		%92,3-94,7
Lai (142)	Straumann	231	6mm	5-10 yıl	%97
			8mm		%98,5
Quirynen (143)	Branemark	1273	7 mm	7 yıl	%87,4
			10 mm		%93,2
			13 mm		%99,0

Lekholm (144)	Branemark	558	7 mm 10 mm 13 mm	5 yıl	%93,6 %89,7 %94,2
Buser (145)	Straumann	2359	8 mm 10 mm 12 mm	7 yıl	%91,4 %93,4 %95,0
Bruggenkate (146)	Straumann	253	6 mm	7 yıl	%94
Ferrigno (147)	Straumann	1286	8 mm 10 mm 12 mm	10 yıl	%89,6 %91,6 %93,0

Geng ve ark. Yaptıkları SEA çalışmasında implant başarısı üzerinde implant uzunluğundan ziyade kemik kalitesi ve kortikal kemik desteğinin daha önemli bir etken olduğunu ortaya atmıştır (110).

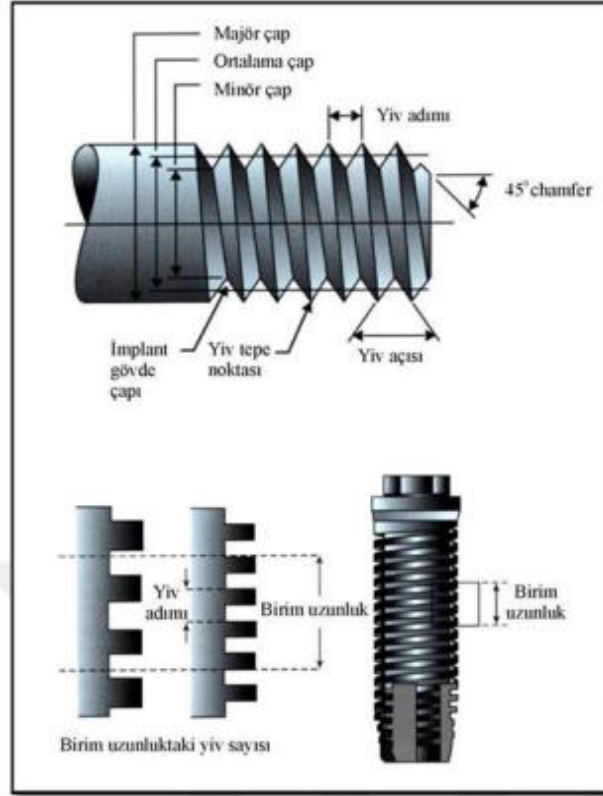
İmplant Makrodizaynı ve Yiv Yapısı

İmplant makrodizaynı ve şeklinin, stres dağılımı için oluşturulan yüzey alanının belirlenmesi ve implantın primer stabilitesinin oluşturmadaki etkisinin yanı sıra kemiğin cevabında da önemli bir rolü bulunmaktadır (102,148).

1980'li yıllarda özellikle cerrahi uygulamasının kolay olmasından dolayı silindirik implantlar yoğun olarak kullanılmış ve yüksek sağ kalım oranlarına sahip olmuştur. Yine de bu dizaynın kemik üzerine makaslama kuvvetlerini fazla miktarda iletmediği de bir gerçektir.

Şimdilerde kullanılan dental implantların gövde geometrileri diş kökü formundadır. Kök şeklindeki bu formlar üretimi yapan firmalara göre değişkenlik gösterir; apikal kısma doğru düz, daralan, ovoid şekilde sonlanan ya da genişleyen tiplerde olabilir. İmplantların bu formları arasındaki asıl fark gövdenin tork uygulanarak alveol kemiğe yerleştirilmesini sağlayan yivlerin mevcut olup olmamasına dayanmaktadır. Bu şekilde dizayna sahip implantlar screw type (vida tipi) implantlar olarak tanımlanır. Yivsiz olan ve alveol kemiğe itilerek uygulanan implantlara ise pres-fit cylinder (silindirik) implantlar olarak adlandırılmaktadır. (149). Vida tipi implantların silindirik implantlara göre daha başarılı olduğunu savunan araştırmalar mevcuttur (150).

İmplant biyomekaniğini etkileyen en önemli faktörlerden biri olan yiv tasarımı implant-kemik arasındaki stres dağılımını sağlamanın yanında primer stabilizasyonu ve implant temas yüzeyini artırmaktadır (151). Yiv tasarımları yiv adımı, yiv şekli ve yiv derinliğine göre farklılık göstermektedir. Bir implanta ait yiv dizaynı şekil 2.8'de gösterilmiştir.



Şekil 2. 8. İmplant Üzerinde Bulunan ve Makrodizaynı Oluşturan Elemanlar (152)

Yiv Adımı

Komşu iki yiv tepe noktası arasındaki mesafeye yiv adımı denir. Belirli bir bölgedeki yiv sayısını da göstermektedir. Yiv adımı küçüldüğünde implant gövdesindeki yiv sayısı ve implant yüzey alanı artmaktadır. Günümüzde sıklıkla kullanılan yiv adımları Straumann'da 1,5 mm; SteriOss'da 0,8 mm; Nobel Biocare, Zimmer'de 0,6 mm; BioHorizons'da 0,4 mm'dir (97).

Yiv Derinliği

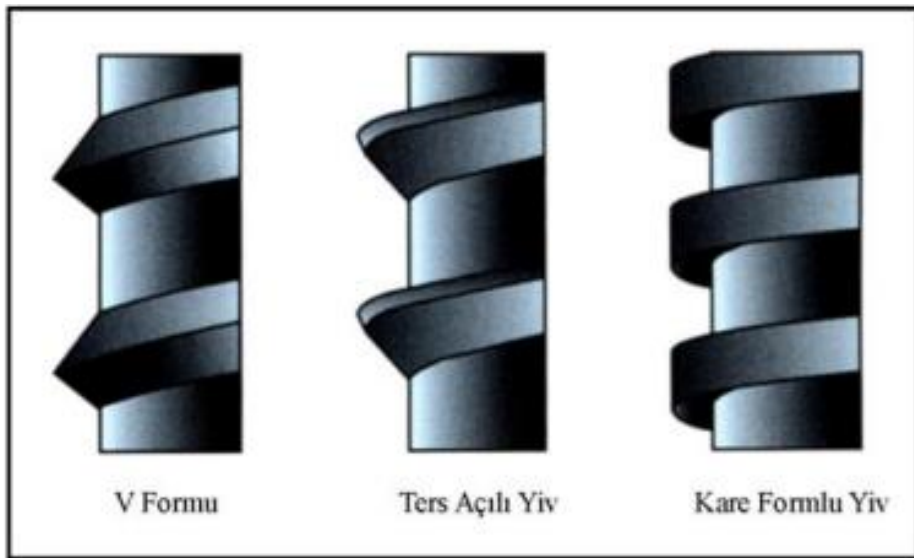
İmplant çapının en geniş olduğu yer ile implant gövdesi arasındaki mesafe yiv derinliği olarak tanımlanır. Diğer değişkenler sabit kabul edilerek yiv derinliği arttığında implantın fonksiyonel yüzey alanı artar (149). Piyasada çok farklı yiv derinliklerinde implantlar üretilmektedirler.

Örneğin SteriOss; 0,24 mm, Nobel Biocare, 3i, LifeCore, Paragon; 0,375 mm, Biohorizons 0,42 mm yiv derinliklerine sahiplerdir (97).

Yiv şekli

Dental implantların gelen kuvvetleri karşılamada ve iletmede yivlerin şekli olduğa önemlidir. Yiv formları 3 farklı dizaynda sınıflandırılırlar bunlar; Kare, V formunda ve ters açılı (basamaklı) formlardır (şekil 2.9).

Kare yiv formuna sahip implantlar, sıkışma (baskı) şeklindeki kuvvetleri dağıtmada daha uygun bir yüzey alanı oluştururlar. Yapılan sonlu SESA çalışmalarında yivlerin sayısı ve derinliği sabit tutulmuş böylelikle yiv dizaynının kuvvet dağılımındaki etkisi incelenmiş ve kare dizaynına sahip yiv formlarının V ve ters açılı dizaynlara göre makaslama ve sıkışma kuvvetleri karşısında daha az strese neden oldukları bildirilmiştir. Aynı zamanda, kare dizayna sahip yiv formların; kemik implant temas alanı ve ters tork değer diğer formlarla karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu bildirilmiştir (153).



şekil 2. 9. İmplant Tasarımında En ok Kullanılan Yiv şekilleri. (152)

2.5.5. İmplant Yüzey Özellikleri

Günümüzde kullanılmakta olan dental implant yüzey yapıları;

- Titanyum plazma sprey ile kaplanmış yüzeyler (TPS)
- Kumlanmış (Sandblastet) yüzeyler
- Asitlenmiş (Acid-etched) yüzeyler
- SLA (sandblasted-largegrit-acid etched) ile kaplanmış yüzeyler
- Hidroksiapatit kristalleri kaplanmış yüzeyler
- TiO₂ (titanyum dioksit) grit-blasted kaplanmış yüzeyler
- Okside edilmiş (Electro-polished) yüzeyler
- Makinayla hazırlanmış yüzeyler şeklinde sıralanırlar (154).

Son yıllarda implant yüzeyleri işlenerek yüzey pürüzlülüğünün ve fonksiyonel yüzey alanının artırılması gibi avantajlar elde edilmesini amaçlayan çalışmalara sıkça rastlanmaktadır (155,156). Cochran ve ark. İmplant yüzeyinde yapılan modifikasyonların kemik ile implant arasındaki temas yüzeyini arttırdığını ve cerrahi operasyondan sonraki iyileşme süresini daha hızlı gerçekleştirdiğini belirtmişlerdir (157). Klokkevold ve ark. ters tork değerlerinin belirlenmesi yöntemiyle yaptıkları çalışmada tavşanlarda mini implantlar kullanmışlar, maksimum tork değerlerini asitle pürüzlendirilmiş implantlarda 20,5 Ncm, tornalanmış implantlarda ise 4,95 Ncm bulmuşlardır (158). Aynı yöntemle Carr ve ark. maymunlar üzerinde çalışmış ve maksimum ters tork değeri titanyum plazma kaplı implantlarda 138,8 Ncm, makinayla hazırlanmış implantlarda 74.2 Ncm olarak bulmuşlardır (159). Iamoni ve ark insan retromolar bölgelerine yarısına kadar hidroksiapatit kaplı kaplanmış özel üretim implantlar yerleştirerek 1, 3, 6 ve 12 aylık dilimlerde yüzeyde meydana gelen kemik miktarını araştırmışlar ve hidroksiapatit ile kaplı alanda kemik temasın daha yüksek oranda olduğunu belirtmişlerdir (160).

2.5.6 İmplant Kemik Ara Yüzeyi

İmplant - kemik ara yüzeyinde tamamen kemik-implant teması olmalıdır. İmplant - Fibröz doku ilişkisi olması klinik olarak başarısız sonuçların elde edilmesine neden olur ve sonlu SESA yönteminde modellenemezler.

Albrektsson ve ark. osseointegrasyonunu tamamlamış ve fonksiyon gören bir implantın boyun bölgesindeki kemik kaybını ilk yıl 1,2 mm'ye kadar, daha sonraki yıllarda ise 0,2 mm'ye kadar klinik olarak kabul edilebilir olarak nitelendirmiştir. Belirtilen limitlerden daha fazla kemik kayıplarının olması patolojik bir durumun belirtisi olarak tanımlamış ve buna plak birikimi veya aşırı okluzal kuvvetlerin neden olduğu öne sürülmüştür (161).

2.5.7. İmplantı Çevreleyen Kemik Yoğunluğu

Dental implant ve kemik arasında osseointegrasyon gerçekleşmesi için, kemiğin yükseklik ve genişliğinin yanında kemik yoğunluğunun da yeterli olması gerekmektedir. Dental implant seçimi, tedavi planlaması, cerrahi yaklaşım ve yapılacak restorasyonun yüklenmesi implantı çevreleyen kemik yoğunluğuna göre yapılır (97).

Çene kemiklerinde en yoğun kemik dokusu mandibulanın anterior bölgesinde görülürken en pöröz kemiğe ise posterior maksillada rastlanmaktadır. Kemik yoğunluğunu etkileyen diğer faktörler arasında dişsiz geçen süre, kas kuvvetleri, parafonksiyonel alışkanlıklar, sistemik durum ve hormonlar sayılabilir (97).

Truhlar ve ark. periotest ölçümü ile yaptıkları çalışmada 2217 implantı değerlendirmişler ve en düşük kemik yoğunluğu değerini tip IV kemikte bulmuşlardır (162). Benzer bir çalışmada Jaffin ve ark. 1054 implantı değerlendirmiş, implant başarı oranı %90 iken, tip IV kemiğe uygulanan implantlarda başarı oranının %35'e düştüğünü belirtmişlerdir (163).

Tavşanlar üzerinde yapılan deneysel bir çalışmada, sadece üç adet yiv ile kortikal kemiğe sabitlenerek yerleştirilmiş bir implant ile tamamen trabeküler kemikle çevrelenen implant karşılaştırılmış, kortikal destek alan implant üzerinde daha yüksek kemik teması sağlandığı ve implantı yerinden çıkarıcı kuvvetlerin daha büyük olduğu ortaya konmuştur (164). Her ne kadar düşük yoğunluklu kemikte implantın bikortikal yerleştirilerek primer stabilizasyonun arttırılması bazı araştırmacılar tarafından tavsiye edilmiş olsa da Van Oosterwyck ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada, osseointegrasyondan sonra oluşan stres dağılımında trabeküler kemik kalitesinin daha yüksek olduğunu bildirmiştir (17,165,166).

Kemik yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerde implant kemik toplam yüzeyinin artırılması gerekmektedir. Bunu yapmak için implant sayısını arttırmak bir çözüm olduğu gibi implantın geometrisi de değiştirilebilir. Tüm değişkenler sabitken çapı, boyu ve yiv şeklini değiştirerek hedeflenen yüzey alanına ulaşılabilir (97).

2.6. Aşırı Atrofik Mandibulada Tedavi Seçenekleri

Standart dental implant prosedürlerinin uygulanamayacağı ileri derecede atrofiye uğramış mandibulada, Bazı ileri cerrahi teknikler kullanılarak, rezidüel alveol kemiğe yedniden hacim kazandırmak mümkündür. Bu tekniklerin başında alveoler distraksiyon osteogenezi ve greftleme prosedürleri gelir (81).

Fonksiyon ve protetik restorasyon açısından dental implant uygulaması planlanan 5 ile 8 mm'lik rezidüel sırt yüksekliği bulunan vakalarda, augmentasyon cerrahisi zorunludur ancak atrofik mandibula için en uygun tedavi seçeneği ve augmentasyon tekniği tartışmalıdır (167).

2.6.1.Aşırı Atrofik Mandibulada İlave Cerrahi Gerektiren Tedavi Seçenekleri

2.6.1.1. Alveolar Sırtın Ayrılması veya Genişletilmesi

Alveolar sırtın ayrılması veya genişletilmesi tekniği, dar, dişsiz alveolar sırtların düzeltilmesinde gerçekçi ve göreceli olarak girişimsel olmayan bir tekniktir. Kırık mekanizmasına dayanan bu yöntemde sagittal osteotomi ile oluşturulan boşluğun yeni kemik oluşumu ile tamamlanması sağlanır (168).

Alveolar sırtın ayrılması veya genişletilmesi tekniği, yalnızca bukkal ve palatinal veya lingual kemik yüzeylerinde kansellöz kemiğin ayrılması için belli endikasyonlarda kullanılabilen bir yöntemdir. Otojen blok kemik greft materyali (OBKG) veya yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (YKR) gibi geniş bir kullanım alanı yoktur. Ek olarak, bu teknikle dental implant bukkal yerleşimli olarak konumlandırılabilir. Bu da estetik ve fonksiyonel açıdan problem oluşturabilir (168).

Alveolar sırtın ayrılması veya genişletilmesi yöntemi, daha çok maksillada tercih edilmektedir. Bunun sebebi olarak maksillanın kemik yoğunluğunun mandibulaya göre daha az olması ve bukkal kortikal kemik yüzeyinin daha ince olması sayılmaktadır. Ek olarak

mandibulada, yüksek kemik yoğunluğunun işlemi zorlaştırdığı belirtilmektedir (169). Ancak farklı cerrahi aletlerin seçimiyle bu durumun tolere edilebileceği ve başarılı bir tedavi sunulabileceği belirtilmiştir (170).

Alveolar sırtın ayrılması veya genişletilmesi tekniği yatay yönde augmentasyon sağlamak amacıyla dental implant cerrahisi ile birlikte veya öncesinde kullanılabilir. Ancak daha çok lokal defektlerde ve belli alveolar sırt genişliğinde tercih edildiğinden kullanımı sınırlıdır.

2.6.1.2. Inferior Alveolar Sinir Lateralizasyonu ve Transpozisyonu

Mandibulanın arka yüzeyinde, dental implant cerrahisi, hekimler açısından zorlayıcı olabilmektedir. Dikey yönde kemik kaybına bağlı kısa dental implant seçimi osseointegrasyon kaybıyla sonuçlanabilir. Bunun sebebi olarak mandibular kanalın üst sınırının tabana göre daha poröz bir kemik yapısına sahip olması gösterilmektedir (171).

Bunun için 1977 yılında, Alling (172) tarafından inferior alveolar sinirin yeniden konumlandırılması fikri öne atılmıştır. Sinir lateralizasyonunda, inferior alveolar sinir açığa çıkarılır ve lateral yönde konumlandırılır. Bu teknikte insiziv sinir dalları ve sinirin arka hattına dokunulmaz. Sinir transpozisyonu yönteminde ise mental foramen çevresinde yapılan osteotomi ile sinirin çıkış noktası arkaya doğru taşınır. Mental foramen bölgesinde çalışırken insiziv dallara zarar vermemek için foramenin 5 mm önünden osteotomiye başlanabilir veya sinire yakın çalışılırken hasarı en aza indirmek için osteotomiye elmas frezle devam edilebilir (173).

Sinir lateralizasyonu tekniğinde sinirde, %10 ile %17 oranında uzama yaratıldığı ve bunun da sinir hasarına yol açabileceği belirtilmektedir (174).

Sinir lateral yönde konumlandırıldıktan sonra tam bir görüş sağlanmış olur ve dental implant cerrahisi güvenle uygulanabilir. Bu teknik ile aynı anda ve istenen boyda dental implant uygulamasına olanak tanınır. Böylece oklüzal kuvvetlere karşı yeterli direnç sağlanmış olur (175). Ancak sinirin konumlandırılması için yapılan osteotomi ile mandibula, geçici bir sürede olsa zayıflatılacağı için kırık riski oluşturulabilir (174,176).

Ferrigno ve arkadaşlarının (177) yaptığı çalışmada mandibular arka bölgede dental implant cerrahisi ile birlikte IAST uygulanmıştır. 15 hastanın dahil edildiği çalışmada, 4 hastada çift taraflı olacak şekilde toplamda 19 arka segment tedavi edilmiştir. Operasyonu takiben 19 hastanın 3'ünde (%15,8) dokunma duyusu kaybı, 3'ünde (%15,8) ağrı ve 4'ünde

iki noktadan yapılan değerlendirme ile sinir hasarı rapor edilmiştir. 6 hastada duyu kaybının 1. ayda geri döndüğü, 2 hastada 6. ayda devam ettiği bildirilmiştir. Hastalar 12 ile 78 ay arası takip edilmiş ve 1 hastada takip sürecinde sinir hasarında geri dönüş olmadığı rapor edilmiştir.

IASL veya IAST tekniğinde membran kullanımıyla ilgili farklı fikirler bulunmaktadır. Dental implant cerrahisi tamamlandıktan sonra sinir konumlandırılırken dental implantın n yüzeyi ile olan temasını engellemek için dental implant ile sinir yüzeyi arasına membran uygulanabilir. Peleg ve arkadaşları (61), membranın inferior alveolar sinirin lateraline uygulanmasını önermektedirler. Eğer düz yüzeyli dental implant kullanılıyorsa bu uygulama ile araştırmacılar, kemik ile dental implantın direkt temasının osseointegrasyonu arttıracadığını belirtmektedir.

2.6.1.3. Segmental Sandviç Osteotomisi

Bu tekniği tanımlamak için, ‘segmental osteotomi’, ‘sandviç osteotomisi’, ‘sandviç tekniği’ ve ‘inley tekniği’ gibi birçok farklı isimlendirme yapılmıştır. 2005 yılında Yeung (178), bu isimlere hem osteotomi hem de greftlemeyi birleştiren ‘segmental sandviç osteotomi’ tanımlamasını eklemiştir.

SSO tekniğinin güvenle uygulanabilmesi için iki temel faktörün sağlanması önemlidir. İlk faktör, inferior alveolar sinirin üzerinde yeterli kemik hacminin olması, ikinci faktör ise, augmentasyon için yeterli intermaksiller mesafe olmasıdır (179).

Erken dönem greftleme tekniklerinde, segment ve greftin sabitlenmesinde tel veya sütur tekniği kullanılmıştır. Bu da greftin hareketine bağlı olarak damarsal büyümenin bozulmasına ve greft bölgesinde osteojenik kapasitenin yavaşlamasına neden olmaktadır (179). Son dönemlerde tercih edilen plak ve vidalar yardımıyla yapılan rijit fiksasyonla iyileşmenin erken döneminde greft hareketini önlediği ve kemik greft rezorpsiyonunun azaltıldığı belirtilmiştir (180,181).

İyi planlanan ve doğru uygulanan osteotomi, tekniğin başarısını arttırır. Teknik çoğunlukla, inferior alveolar sinir üzerinde 4 ile 8 mm arası bir kemik yüksekliği olduğunda uygulanır. Hastalar açısından distraksiyon osteogenezine göre daha kabul edilebilir bir teknik olmakla birlikte, hekim açısından cerrahisi zorlayıcıdır (181). Lingual yumuşak dokunun korunması segmentin kanlanmasıyla sağlanmasında etkili olmakla birlikte segmentin dikey yönlü hareketini sınırlandırabilir (179,182).

SSO tekniğinde en sık karşılaşılan komplikasyonlar, inferior alveolar sinirin geçici uyuşukluğu ve yara bölgesinde açılmadır (183).

Yumuşak dokuda açılma, augmentasyon başarısı yönünden büyük bir risk oluşturmamaktadır. Lokal antimikrobiyal ajanlar, antibiyotikler veya yüzeysel bir debridman ile tedavi edilebilir (183,184).

Nadir gözlenen komplikasyonlar ise, operasyon esnasında veya sonrasında kemik segmenti veya blok greftte kırık hattı oluşumudur (183,185,186).

Felice ve arkadaşlarının (186), yaptığı randomize kontrollü çalışmada, SSO tekniği değerlendirilmiştir. Yaşları 43 ile 67 arasında değişen 30 hastanın (15 kadın, 15 erkek) augmentasyon cerrahisi ile tedavi edildiği çalışmada, en az 7 ile 8 mm alveolar sırt yüksekliğine sahip ve 5,5 mm kemik kalınlığı olan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Augmentasyon sonrası 4 hastada yumuşak dokuda açılma, 16 hastada geçici inferior alveolar sinirde duyu kaybı, 3 hastada operasyon esnasında segmentte kırık rapor edilmiştir. Toplam 61 dental implantın kullanıldığı çalışmada 5 senelik takip sürecinde dental implant devamlılığı %95,1 (61/58) olarak belirtilmiştir.

SSO teknik hassasiyet gerektiren ve dikkatli çalışılması gereken bir yöntemdir. Hekimler açısından zorlayıcı olan bu yöntemin yüksek duyu kaybı riski ile kullanımını sınırlanmaktadır. Bu nedenle, doğru endikasyonda bu yöntemle çalışıldığından emin olunmalı ve gerekirse ek teşhis yöntemlerine başvurulmalıdır (179).

2.6.1.4. Alveolar Distraksiyon Osteogenezi

Alveolar distraksiyon osteogenezi (ADO), doğal kemik oluşumuna dayanan biyolojik bir yöntemdir (187).

Histolojik sonuçlarda, distraksiyon sahasında doğal kemikle benzer kalite ve yoğunlukta kemik oluşumu sağlandığı görülmektedir (187,188).

Marchetti ve arkadaşlarının (188) yaptıkları çalışmada alveolar kemik sırtının rezorsiyonunun tedavisinde distraksiyon osteogenezi yöntemi uygulanmıştır. Yaşları 22 ile 67 arasında değişen toplam 10 hastanın (7 erkek, 3 kadın) tedavi edildiği çalışmada, 2 hastada maksiller ön bölge ve 8 hastada mandibulanın dikey yöndeki alveolar defekti tedavi edilmiştir. Çalışmada, ortalama kemik kazancı 10,9 mm olarak rapor edilmiştir. Histolojik

incelemede haversian kanalları ve osteonlar ile lameller kemik yapısının izlendiği belirtilmiştir. Histomorfometrik incelemede %35 ile %45 arasında kemik iliği alanlarının izlendiği belirtilmiştir.

ADO yönteminde, kemik segmentleri arasında kademeli ayrılma sağlanarak yeni kemik oluşumunun sağlanır ve yumuşak doku hareketli segmenti takip eder. Bu durum ‘distraksiyon histogenezi’ ya da ‘neohistogenezi’ olarak adlandırılmaktadır. Bu etki, distraksiyon işlemi yumuşak dokuyu sınırlayıcı etki olmaktan çıkarır (189).

Distraksiyon işlemi için yaratılan osteotomi ile kan akımı kesilir ve 24 saat içinde yeniden revaskülarize olmaya başlar. Eski haline dönmesi 5 ile 7 gün içinde gerçekleşmektedir (190). Bu süre içinde hareket ettirilen segmentte endosteal revaskülarizasyonun oluşması sağlanır ve böylece distraksiyon sürecinde matriks yapımı desteklenmiş olur (191).

Distraksiyon işlemi hareket ettirilecek segment üzerinden periostun tamamıyla sıyrılması veya zedelenmesinin erken kemik oluşumunu etkilediği düşünülmektedir. Periostun yenilenmesi fibröz tabaka içinde yer alan kollajen depolimerizasyonuna bağlı olarak 6 hafta sürebilmektedir (192).

Distraksiyon için günde iki kez 0,5 mm aktivasyonla toplamda 1 mm’lik genişletme önerilmektedir. Bundan daha düşük aktivasyonun, tip I kollajen formasyonunu engelleyeceği belirtilmektedir (193).

ADO tekniği her ne kadar güvenilir ve etkili bir yöntem olsa da distrakte edilen bölgede yetersiz genişlikteki neokallus, implant vida yüzeyinin açığa çıkmasına neden olabilir. Ek olarak segmentin lingual veya palatal yöndeki hareketi veya eşit olmayan bir aktivasyon oluşturulması sonucu her iki kenarda farklı boyutta dikey yönde kazanç gözlemlenebilir. Bu da implantın istenen konumda yerleştirilmesine engel olabilir (194).

2.6.1.5 Kemik Grefti Teknikleri

Kemik greftleri, implant cerrahisinden önce genellikle iki şekilde kullanılırlar. Bunlar; kortikokansellöz blok greftler ve kansellöz partiküllü greftlerdir. Kortikokansellöz blok greftler, alveol kemikteki hacim yetersizliklerini gidermek amacıyla kullanılır. Partiküllü kortiko-kansellöz kemik greftleri ise 2 ya da 3 duvarlı kemik defektlerini tedavi etmek amacıyla kullanılırlar. Bunlara sinüs tabanının greftlenmesi örnek verilebilir. Kullanılan greft materyallerinin, iyileşme farklarını göz önünde bulundurulmak gerekir (195).

Kortikokansellöz blok kemik greftleri yeni kemik oluşumu izlenen bölgelerde canlılık gösterebilmektedir. Kemik içinde bazı boşluklar meydana gelse bile, minimal seviyede kayıplar görülür. Primer olarak iyileşme, yalnızca alıcı bölgenin dış kısmından değil, ilgili bölgeyi örten yumuşak dokuda oluşan kapiller vaskülarizasyona da bağlıdır (196).

Kortiko-kansellöz blok greft materyalleri oluşacak yeni kemik doku ile yer değiştirmek için, tamamen rezorbe olacak bir iskelet yapısı ortaya çıkartır. Bu yeniden oluşum işlemi, karmaşık kemik formasyonuna bağlıdır (197). Bu uygulamadan başarılı sonuçlar elde etmek için kortiko-kansellöz kemik greftinin alıcı bölgeye rijit bir şekilde fiks edilmesi gereklidir. Graft ile alıcı bölge arasında oluşabilecek minimal seviyedeki hareketler bile, alıcı bölgedeki vaskülarizasyonu olumsuz etkileyecektir ve bunun sonucunda greft materyalinde kayıp ve avasküler nekroz gerçekleşecektir (195).

Graft materyalinin boyutlarına bağlı olarak, kanlanmanın yeniden sağlanması 2 hafta içerisinde gerçekleşir ve ardından remodelasyon süreci başlar. Endosteal dental implantların uygulanabilmesi için, greft kullanımı sonrası en az 3 aylık bekleme süresi önerilir (198,199). Ancak yapılan bazı çalışmalarda implantların erken uygulanması sonrasında başarılı sonuçlar alınabileceği gösterilmiştir. İmplant öncesi cerrahilerde uygulanan kemik greftlerinin başarısı; rijit fiksasyona, alıcı sahanın yeterli vaskülarizasyonuna, kullanılacak greftin osteojenik özelliğe sahip olup olmamasına ve grefti örten yumuşak dokunun kalitesine bağlıdır. Daha önceden rijit fiksasyon yapılmadan atrofiye uğramış maksilla ve mandibulaya uygulanan greftlerde, başarı oranının düştüğü kaydedilmiştir (200). Ayrıca küçük alveoler defektleri rehabilite etmek için günümüzde allogreftler ve yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu teknikleri kullanılmakta olsa da, otojen kemik greftleri, defektli kemik dokuları ve rezorbe alveollerin rehabilite etmede halen altın standart olarak kabul görmektedir (196).

Özetle, implant öncesi cerrahi tedavilerde otojen kemik greftlerinin kullanılması oldukça öngörülebilir ve güvenilir sonuçlar verdiği için çoğu araştırmacı bu uygulamaları tercih etmektedir. Kullanılacak greft materyalinin boyutu ve tipi genellikle alıcı bölgedeki defektin büyüklüğüne, defektin şekline ve operasyonu gerçekleştiren cerrahın tercihinine bağlıdır (201).

Onley Kemik Graftleri

1974 yılında Terry ve arkadaşları ilk defa, atrofiye uğramış dişsiz üst çenenin otojen kostal kemikten alınan greftle rehabilite edilebileceğini açıklamışlardır (202). Alveollerdeki hacim eksikliklerinde, otojen kemik greftleri ilk olarak düşünülen

uygulamalardandır. Onley greftler ağız içi ve ağız dışı bölgelerden elde edilebilmektedir. İliak bölgeden, fibula, tibia, skapula, kalvarya, tüber maksilla, mandibuler retromolar, ramus ve simfiz bölgelerinden elde edilen otojen kemik greftleri, kemik defektlerini rehabilite etmede başarılı sonuçlar verir (203).

Bu cerrahi uygulamalara ait bazı dezavantajlar; greft alınan bölgede uygulanan ekstra cerrahi girişim, cerrahi tedavi sonrası greftte rezorbsiyon oluşma ihtimali, primer ya da sekonder yumuşak dokular ile ilgili operasyonların yapılması ve bazı vakalarda protetik safhada gecikmeler olmasıdır. Ağız içinden alınan kemik greftleri ile genişlik olarak 4-7 mm, ve yükseklik olarak ise 2-3 mm sert doku kazanımı sağlanmaktadır (204). Blok şeklindeki kemik greftleri, tam bir hareketsizlik sağlamak ve rezorbsiyonu azaltmak için, alıcı bölgeye mini vidalar veya pinler ile sabitlenebilir. Otojen blok greftlerde yaklaşık olarak %25-47 oranında rezorpsiyon görülebilmekte ve kemik kazanımı 5 mm' den daha az olabilmektedir (205).

İnterpozisyonel Graft Uygulaması

İnterpozisyonel teknik, mandibula veya maksillada herhangi bir bölgede kullanılabilir. Bununla beraber en çok tercih edilen yer maksilla anterior bölgesidir. Bu teknikte, yaklaşık 3-8 mm atrofi görülen bölgelerde vertikal kemik elde etmek amacıyla kullanılır (206). Teknikte ilgili kemik segmenti hareket ettirilerek, istenilen vertikal yükseklikte sabitlenir. Hareketi sağlanan segmentin periosteal kanlanması devam ettiğinden, hacimsel olarak segmentte kayıp görülmemektedir. Üst çene ön bölgede en fazla 5 mm vertikal hareket sağlanabilmektedir. Alveol Segmentin 5 mm' den fazla yer değiştirmesi, periosttan gelen kan desteğinin azalmasına ve segmentin sert damak bölgesine doğru kaymasına sebep olmaktadır (206).

Bu cerrahi yöntem blok greft yöntemi ile kıyaslandığında, cerrahi alanın daha küçük olması, boyutsal olarak daha az flep kaldırılmasından dolayı daha basit cerrahi girişim olarak kabul edilir. Ancak bu tekniğin işlemi gerçekleştiren cerraha bağlı olarak, sinir yaralanması gibi komplikasyonların oluşma ihtimali vardır. İnterpozisyonel greft yöntemi, blok kemik greft yöntemine ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonuna alternatif bir seçenek olabilir (206).

2.6.2.Aşırı Atrofik Mandibulada İlave Cerrahi Gerektirmeyen Tedavi Seçenekleri

2.6.2.1. Dört İmplant Üzeri Tedavi Konsepti (All-on-four Tekniği)

Diş kayıplarıyla birlikte posterior bölgedeki kemik kalitesi zayıflar ve kemik miktarında azalmalar meydana gelir. Bunlarla birlikte alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları sonucu implant tedavisi güçleşir (207). Rezorbe çenelerde tedavi seçenekleri, greftleme, uzun distal kantilever, kısa implant ve zigoma veya pterygoid implantlardır. Ancak, bu tedavi yöntemleri (zigoma veya pterygoid implant) önemli derecede cerrahi tecrübe gerektirir, cerrahi risk içerir ve komplikasyon oluşturabilmektedir. Greftleme işleminin ise maliyetin fazlalığı, uzun zaman alması ve birden fazla cerrahi operasyon gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (7). Maló ve arkadaşları, uzun distal kantilever, minimal kemik hacmi ve alveolar kemik kaybı gibi sorunların üstesinden gelebilmek için “All-on four” tekniğini geliştirmişlerdir (6).

“All- on –four” tedavi yöntemi, maksilla ve mandibulada 2 adet anterior ve 2 adet posterior toplamda 4 adet dental implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezden oluşan bir tedavi konseptidir. Anterior implantlar mandibula ve maksillada 2 numaralı diş bölgesine dik bir şekilde, posterior implantlar mandibulada foramen mentalenin hemen önüne, maksillada ise sinüs maksillarisin ön duvarına paralel olarak distale eğimli bir şekilde uygulanırlar. Maksillanın ön bölgesie yerleştirilen implantlar oklüzal düzleme dik olarak, arkadaki implantlar ise yaklaşık 30-45° distale eğimli uygulanırlar. Anterior bölgede düz ve posterior bölgede ise açılı multiünit abutmentler tercih edilir (208). Distal implantların eğimli olarak uygulanması daha dengeli bir yük dağılımına olanak sağlar ve anterior- posterior mesafeyi arttırarak protetik üst yapının kısa bir kantilever ile 12 diş içermesine olanak tanır (209).

“All on four” yönteminin kullanılabilmesi için alt ve üst çene kemiklerinin genişlik ve yüksekliği önemlidir. Alt çenede mental formanler arasında kalan kemiğin yüksekliği en az 8-10 mm ve genişliği en az 5 mm olmalıdır. Üst çenede ise kemik genişliği en az 5 mm, kemik yüksekliği en az 10 mm olmalıdır (207,208).

İmplant yerleşiminin anterio posterior yönde maksimum düzeyde eşit dağılımı elde etmek ve sinir hasarına engel olabilmek için preprotetik cerrahi planlama gerekmektedir (210). Bu teknikte implantların geleceği alanda anterior ve posterior kemik yüksekliğinin aynı

olması gerklidir bunu sağlamak için de vertikal yönde kemik seviyesinin indirilmesi gerklidir (211). Maksilla ve mendibulada eğimli dental implant uygulamaları, interark mesafesi yetersiz olduğu durumlarda protetik başarısızlığa yol açabilmektedir. İnterark mesafesinin en az 20 mm olması gerekmektedir (212). Bu mesafenin en az 20 mm olması ve all-on-four tablasının oluşturulması tedavinin başarısı için önemlidir (213).

Alveoler düzlemin interpupillar çizgiye paralel hale getirilmesi, üst ve alt “All on-four” beraber yapıldığında tablaların birbirine paralel olması gerekmektedir (212). Kum saati şeklindeki alveol defekt varlığında alveol kemiğinin genişliği azalmaktadır. İmplant yerleştirmek için yeteri kadar geniş alveol kretlerde bazise kadar kemiğin indirilmesi gerekebilmektedir. Belirgin periapikal defektlere neden olan ağır periodontal doku kayıplı vakalarda tablanın ayarlanması ideal implant yerleşimine engel olan defektleri ortadan kaldırır (213).

Osteoporöz hastalarının alt çenelerinde kret yüksekliği azaltıldığında primer stabilitenin eldesi mümkün olmamaktadır. Vertikal kemik seviyesi biraz daha indirilerek mandibula alt sınırındaki kortikal kemiğe daha uzun dental implantların uygulanması ile bikortikal yerleşim yapılmaktadır. Kortikal kemik olmaması durumunda anında yükleme için gerekli olan tork ve stabilite sağlanamamaktadır (214). Ayrıca alveol kret yüksekliği mental kas bağlantılarının olduğu seviyeye kadar indirildiğinde çene ucu sarkmasına sebep olabilmektedir (215). Alveol kemiğin lingual yüzeyi implantların primer stabilitesi için büyük öneme sahiptir (216). Belirgin osteoporoza sahip vakalarda, uzun implant kullanımına rağmen mandibula alt sınırındaki kortikal kemiğe ulaşamadığında, lingual yüzey implantın stabilitesi için çok önemli olmaktadır. Lingual yüzey kalınlaştıkça, hem primer stabilite hem de osseointegrasyonda başarı oranı artmaktadır (217).

All-on-four tedavi tekniği, diğer cerrahi alternatiflere oranla tedavi süresinin kısa ve daha düşük maliyetli bir tedavi seçeneği olması ile hareketli protezlere oranla hastaya daha yüksek yaşam kalitesi sağlayan bir tedavi yaklaşımı olarak görölmektedir (25).

All-on-four Tekniğinin Endikasyonları

- Genel sağlığın iyi olması ve oral hijyenin kabul edilebilir düzeyde olması.
- Alveol kret genişlikleri minimum 5 mm olmalı, üst çene ön bölgede 10 mm ve iki mental foramen arasında minimum 8 mm yüksekliğinde kemik olmalı.

- Abutment, alt yapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için minimum 20 mm arklar arası mesafe olmalı
- Anında yüklemenin gerçekleştirilebilmesi için implatların primer stabilitelerinin uygun olması lazım (218).

All-on-four tekniğinin kontrendikasyonları

- Alveol kret hacminin yetersiz olması.
- Cerrahi işlemleri zorlaştıracak olan hastalardaki yetersiz ağız açıklığı (50 mm'den küçük) (218).

All-on-four tekniğinin avantajları

- Eğimli olarak uygulanan posterior implantlar anatomik oluşumları korur.
- Kullanılan uzun implantlar kemikte ankrajı artırır.
- Arkaya doğru uzayan protez kanatları kısalmır.
- Dişsiz maksilla ve mandibulada augmentasyonlara olan ihtiyacı ortadan kaldırır.
- Yüksek başarı oranına sahiptir.
- Anterior-posterior abutmentlar arası mesafe artar.
- Daimi protetik üst yapı sabit ya da hareketli tasarlanabilir.
- Anında fonksiyon sağlar ve estetik ihtiyacı giderir.

All-on-four tekniğinin dezavantajları

- Proteik yapı için arzulanan implant konumları, implantların elle rastgele uygulanması ile her zaman mümkün olmayabilir, cerrahi rehber kullanımı zorunlu olabilir
- Distal kantilever uzunluğu sınırlıdır (219).

2.6.2.2.Kısa Dental İmplantlar

Kısa implantlar ilk olarak 1979 yılında 7 mm boy ve 3.75 mm çapa sahip olarak atrofik çene kemiklerinde kullanılmaya başlanmıştır. Elde edilen düşük başarı oranları

sonrasında kısa implantların çapını arttırma yoluna gidilmiştir. Kısa boy ve geniş çapa sahip implantlar özellikle düşük kemik kalitesi varlığında ve başarısız olan implantların yerine aynı bölgeye tekrar implantasyon yapılacağı durumlarda kullanılabilecek implantlar olarak tanıtılmıştır (220).

Kısa dental implantların avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir

- Bu tedavi seçeneğinde gerçekleştirilen cerrahi uygulama daha azdır.
- Maksillar sinüs tabanı yükseltme ve sinir lateralizasyonu gibi uygulamalara bağlı komplikasyon riski azalmış olur.
- Kemik ve implant ara yüzeyinin daha sabit olmasından dolayı aç verilmesi daha kolay olur.
- Bu tedavinin uygulanacağı hastalarda, ileri cerrahi gereksinimi azalacağı için hastane şartlarına ihtiyaç duyulmadan, hastalar özel kliniklerde de tedavi edilebilir (81,221).
- Hasta için daha travmatik olan cerrahi süreçler elimine edilir.
- Kısa dental implant uygulamaları augmentasyon yöntemlerine göre daha az invazivdir.
- İmplant uygulaması için açılacak yuvanın derinliği daha az olacağı için kemikte oluşacak ısı miktarı daha az olacaktır (97).

Kısa İmplantların dezavantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Osteointegrasyonun sağlanacağı ve tutunmanın oluşacağı implant yüzeyinin az olması.
- İmplant tedavilerinde kron-implant oranı önemli bir faktördür, kısa implant kullanımında bu oran artacağı için yüksek kuvvetlerde implant desteği azalır.
- Uygun oklüzyonun elde edilemediği kısa implant uygulamalarında artmış kron implant oranı ve mesiodistal uzunluk tedavinin başarısı için risk teşkil eder (222).
- Maksillar kemiğe yerleştirilen kısa dental implantların mandibuladakiler ile karşılaştırıldığında daha az sağ kalım oranına sahip olduğu görülmüştür fakat bu durum daha çok kemiğin yapısal özellikleri ile ilgilidir. Daha uzun implant kullanımında da benzer durum görülmüştür (223).

- Uzunlukları 10 mm'den az olan dental implantların uygulandığı bölgelerdeki kemik yoğunluğu, anterior maksillada çiğneme kuvvetlerinin yüksek olması ve kron yüksekliğinin fazla olması gibi sebeplerden dolayı kısa implantların uzun implantlara göre başarı oranının daha az olduğu öngörülmektedir (97).

2.6.2.3. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal dental implantlar kişiye özel olarak tasarlanan titanyumdan yapılmış altyapılardır. Periostun altında ve kemiğin üzerine uzanacak biçimde tasarlanan, alt ve üst çenede kullanılabilen, fibrointegrasyon ve kemik desteği ile sabitlenen kafes şeklinde dizayn edilmiş implantlardır. Bu dizayn yapısı ile stresler, protezden geniş alanda desteklenen kemiğe iletilir (90,91).

Kemik içi (endoosseoz) implant uygulamalarının güç olduğu, aşırı atrofiye uğramış çene kemiklerinde kullanılabirler. Tutuculuk, implantın temasta olduğu mukoperiosteal yapı tarafından sağlanır, döküm alt yapı bu şekilde stabilize olur (90,224). Maksilla ve mandibulanın tek (unilateral) veya her iki tarafına (bilateral) da uygulanabilirler.

Total subperiosteal implantlar sıklıkla dişsiz çenelerin rehabilitasyonu amacıyla kullanılan overdenture'lar için tam ark desteği sağlamak üzere dizayn edilmiştir (90,225). Tek taraflı (unilateral) subperiosteal implantlar ise çoğunlukla sabit protezler için destek olarak kullanılırlar (226). Ayrıca kemik içi implantlarla beraber uygulanabildikleri gibi, sabit restorasyonlarda ana diş ile birlikte de kullanılabilmektedirler (225,227,228).

Dahl ilk subperiosteal implantı 1940 yılında yerleştirmiştir (229,230). Bu implantların rutin olarak uygulanması 1948 yılında Gershkoff ve Goldberg isimli iki bilim adamının vitilyumdan ürettikleri subperiosteal implantı tam protez desteği sağlaması amacı ile mandibular kemiğe uygulamaları ile başlamıştır (229,231–233).

Elde edilen bilimsel çalışma sonuçlarına göre; subperiosteal implantların uygulanmasından 5 yıl sonra %5 başarısızlık, 10 yıl içerisinde %22 başarısızlık, 20 yıl içerisinde %34 başarısızlık ve 20 yıl sonrasında ise %0 başarısızlık rapor edilmiştir (232).

1983 yılında Young ve ark. 10 yıllık takip sonuçlarına göre %75 başarı oranı elde etmişler ve 11 vakada yüksek komplikasyon oluştuğunu rapor etmişlerdir (234).

1994 yılında Yanase ve ark. 63 hastada 10 yıllık takip süresinde %79 başarı, 15 yıllık takip süresinde %60 başarı oranı elde etmiş ve bu implantların uzun dönem sağ kalım oranlarının düşük olduğunu bildirmiştir (235).

İlk subperiostal implant iskeleti, alveolar krete direkt olarak yerleşen ve kretin tamamı boyunca uzanan ve alveol kemiğinin etrafını saran, geniş, ızgara benzeri kafesten meydana gelen altyapı biçiminde dizayn edilmiştir (233). Linkow 1982’de subperiosteal implantlarda meydana gelen bu başarısızlıkları incelemiş ve onun tavsiyesi gözönünde bulundurularak yeni bir dizayn geliştirildi. Linkow’un önerisinde sunduğu bu dizayna göre; kemik boyunca her noktada temas etmek yerine 3 noktada kemiğe uzanan tripodal tasarımıdır (234).

Bu dizaynda subperiosteal implantlar, simfiz bölgesindeki genial tüberküle ve eksternal oblik kret olarak, kortikal kemiğin en kalın olduğu alanlara yerleştirilir. Yani tripodal dizayn, mandibulanın angulus ve simfize bölgelerine dayanan iskelet yapısıdır. Bu alanlar rezorpsiyonun az olduğu dirençli alanlardır. Mandibular angulusa pterygoid kasın internal parçası ve masseter kası yapışır. Bu kasların fonksiyonel ataşmanları olduğu için, bu alanlar rezorpsiyona karşı dirençlidir. Özet olarak; bu iki alanın (simfiz ve angulus mandibula), bu olumlu yanları düşünülerek tasarlanan tripodal sistemle, implantlardan kaynaklanan rezorpsiyonun engellenmesi amaçlanmıştır (232).

Subperiostal dental implantların başarı oranını arttırmak amacıyla yapılan diğer çalışmalar ise, implant yüzeyinin iyileştirilme işlemleridir. İlk üretilen subperiostal implantlar krom-kobalt-molibden alaşımından oluşmaktaydı. Subperiostal implant yüzeylerinin hidroksiapatitle kaplanması 1980 yılında Rivera’nın ortaya koyduğu bir fikirdi, bu sayede direkt kemik-implant birleşmesi olasılığı artırılarak fibrointegrasyondan kaynaklanan başarısız tedavilerin önüne geçilmesi amaçlanmıştır (90,236). Hidroksiapatit ile kaplanmış subperiostal implantlarda iyileşme hızı, hidroksiapatit ile kaplama uygulamasının yapılmadığı subperiostal implantlara göre 2 kat daha hızlı olduğu görülmüş, ayrıca kaplanan implant yüzeylerinde doku adaptasyonunun daha hızlı ve güçlü olduğu tespit edilmiştir (231).

Subperiostal dental implantların yapımı için 2 temel yöntem vardır. Doğrudan kemik ölçüsü yöntemi ilk olarak kullanılmış olan orijinal bir tekniktir. Bu teknik 2 cerrahi aşama gerektirir. İlk cerrahi aşamada insizyon sonrası kemik tamamen açığa çıkartılır ve polivinilsiloksan ölçü maddesi ile kemik üstünden ölçü alınır. Bu şekilde oluşturulan kemik modeli üzerinde subperiostal implantın taslağı, fabrikasyon için uygun olan ebatlarda hazırlanır. İmplant döküm yolu ile elde edilir ve ikinci bir cerrahi girişim yapılarak kemik yeniden açılır, implant kemik üzerine knumlandırılır. İki cerrahi girişim arasında, yara dokularının iyileşmesi ve periosteal tutunmanın sağlanması amacıyla 6 hafta beklenilmesi

gereklidir. Bu 4-6 haftalık bekleme priyodunda kemik ve yumuşak dokularda değişiklikler oluşabileceğinden implant-kemik uyumu istenilen düzeyde olamayabilir. Subperiostal implantların başarı oranlarının düşük olmasında bu etki büyüktür (90,226,228,235,237).

Son zamanlarda endosteal implantlar karşısında, subperiostal implantlar eski önemlerini kaybetmişlerdir. Gerçekleştirilen çalışmalar sonucunda subperiostal implantların başarısızlık nedenleri arasında kemik-metal ilişkisinin önemli bir faktör olduğu görülmüştür . Tuitt 1985 yılında bilgisayar destekli tomografi sistemini subperiostal implantlarda kullanmıştır (90). Subperiostal implant uygulamalarında, 2 aşamada yapılan cerrahinin ilk aşamasını ortadan kaldırmak için araştırmalar, bilgisayarlı tomografiye dayalı ve bilgisayar destekli yazılım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) yöntemi destekli kemik kopyalanmasına odaklanmıştır. Bu tekniğin avantajları; yöntemin basitleştirilmesi, çene kemiğinin simulasyonu sağlama kabiliyeti, kemiğin tüm boyutlarının doğru bir biçimde kullanılması ile istenilen hassasiyette implantların üretilmesidir (227). Bu teknik ile üretilmiş implantların, kemik dokusuna uyumu konvansiyonel teknikle üretilen implantlarla benzer, hatta daha iyi olduğuna yönelik çalışmalar mevcuttur (233,238,239).

1968 yılında Golec, bilgisayarlı tomografi ve CAD/CAM kullanılarak üretilen bir mandibular subperiosteal implantın dokulara uyumunun daha iyi olduğunu savunmuştur (240). 1992 yılında Benjamin bilgisayarlı tomografi ile üretilen 700 implantın 6 yıllık süreçte başarı oranının %98 olduğunu rapor etmiştir (241). CAD/CAM yöntemiyle üretilmiş 362 subperiostal implantın, 6-10 yıllık takip priyotlarında başarı oranının %85- %100 arasında olduğu belirtmiştir (242).

Dijital teknolojinin gelişmesi ile beraber diş hekimliğinde yeni bir çağ başlamıştır. CBCT , ağız içi tarayıcılar, dijital yazılım programları ve diğer birçok yöntem ve malzemenin keşfi ile bazı tedavi prosedürleri geliştirildi, basitleştirildi ve önemli ölçüde hızlandırıldı. Bu tür teknolojik ilerlemeler klinisyenlerin diş hekimliği dünyasını farklı bir şekilde görmelerini sağladı (5).

Bu dijital devrim yeni ufuklar açtı. 3D baskı ve direkt metal lazer sinterleme kişiye özel subperiosteal implantların üretimine olanak sağladı ve bu implantlar hasta anatomisine mükemmel bir şekilde uyartılmıştır. Bu gelişmeler subperiostal implantların yerleştirilmesi gibi bazı eski kavramları tekrar gözden geçirme fırsatı verir. Tedavinin tek bir cerrahi seansa indirilmesi öncelikle maliyetin düşürülmesini sağlar. Özellikle posterior atrofiye sahip yaşlı hastaların rehabilitasyonunda kısa vadede daha öngörülebilir ve güvenli sonuçlar alınmasına

imkan verir. Şiddetli posterior atrofiye sahip ve kemik rejenerasyon tedavilerini istemeyen hastalar için modern teknolojilerle üretilmiş subperiosteal implantlar uygun bir çözüm sunabilir (5).

Direkt metal lazer sinterleme (DMLS) teknolojisinden sonra neredeyse her karmaşıklıkta metalden üç boyutlu nesneler üretmek mümkün hale geldi.

Günümüzde mevcut teknolojiler kullanılarak aşağıdaki 4 yöntemden biri ile subperiosteal implantlar üretilebilir (89).

1. **Geleneksel yöntem:** Bu yöntemde flep açılarak doğrudan kemik üzerinden silikon ile ölçü alınır ve model elde edilir, bu model üzerinde implant hazırlanır ve döküm yolu ile elde edilir. İlk cerrahiden 2-3 hafta sonra ikinci bir cerrahi işlem ile implant uygulanır.
2. **Transizyonel yöntem:** Önceden elde edilen CT verileri kullanılarak model elde edilir ve bu model üzerinde kayıp mum yöntemi ile implant tasarlanır ve metal dökümü ile implant üretilir.
3. **Dijital yöntem:** CT görüntüleri kullanılarak 3D baskı ile dijital model elde edilir ve bu model üzerinde direkt metal lazer sinterleme ve benzeri yöntemlerle üretim gerçekleşir.
4. **Hibrit yöntem:** Kemik ölçüsü, silikon ölçü veya alçı model optik tarayıcı ile taranarak dijital ortama aktarılıp implant modellemesi yapılır. Daha sonra bu model üzerinden DMLS yöntemi veya benzer bir teknoloji kullanılarak implant üretimi sağlanır.

Subperiostal dental implantlar, endosteal implantların gelişimi ile birlikte kullanımları oldukça azalmıştır. Ancak yine de subperiostal implantlarda gözlemlenen osseointegrasyon seviyesinin artmasının tam subperiostal implantlardaki gelişmeler ile mümkün olabileceğini ve eskiden başarısız kabul edilen implantın; daha az travmatik, daha az cerrahi prosedürler içeren ve geçmişteki gibi hassas teknikler istemeyen, oldukça öngörülebilir bir hale geldiğini savunan çalışmalar vardır (90,91,227,228).

2.7. Stres Analiz Yöntemleri

Atrofik mandibulaya uygulanan çeşitli implant sistemlerinin kemik ve çevre yumuşak dokularda oluşturdıkları streslerin tespitini sağlamak ve streslerin yoğunlaştığı alanları saptamak amacıyla kullanılan çeşitli analiz yöntemleri mevcuttur.

Bu yöntemler:

- 1) Kırılğan vernik ile kaplama analiz yöntemi
- 2) Gerinim ölçer analiz yöntemi
- 3) Radyotelemetrik stres analiz yöntemi
- 4) Fotoelastiksel analiz yöntemi
- 5) Termografik analiz yöntemi
- 6) Holografik interferometri
- 7) Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (243)

2.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi birçok mühendislik alanlarıyla ilgili yapısal analiz problemlerine çözüm sunmak amacıyla geliştirilmiş olup uygulanan kuvvetler sonucu belli bir geometrik biçime sahip yapılarda meydana gelen stresleri incelemek ve matematiksel olarak çözümlemek için kullanılan analiz yöntemlerinden biridir (244,245). Klinik şartlarında canlı dokuların uygulanan kuvvetler altında nasıl davranacağını incelemek için stres analizleri yapmak oldukça zor, maliyetli, pek çok komplikasyona açık ve hatta çoğu zaman mümkün değildir. Bu nedenlerden dolayı üzerinde çalışılacak vital dokuları taklit eden ve hatta birebir benzeyen modeller elde ederek, stres analiz çalışmalarının bu modeller üstünde yapılması zorunlu hale gelmiştir (246,247).

Bu yöntemin temeli 1956 yılında Turner'ın yayınlamış olduğu çalışmaya (248) dayandırılmaktadır ve SESA son yıllarda sağlıkla ilgili alanlarda çoğunlukla da travmatoloji alanında ve ortopedik cerrahide kullanılan pek çok cihaz ve materyalin incelenebildiği etkili bir çözüm aracı haline gelmiş, cerrahların sağlıklı ve patolojik koşullardaki biyomekanik durumları daha iyi anlamasına olanak sağlamıştır. Diş hekimliği alanında ise bu yöntem 1970'li yıllardan beri alanla ilgili birçok analizde sıklıkla kullanılmaktadır (243,249).

Biyomekanik sorunların tespit edilmesi ve çözümlenmesinde SESA kullanılmasının fayda sağlayacağı pek çok durum vardır (250):

- 1) Deneyisel değerlendirmenin yapılamadığı problemler:
 - Kaslarda oluşan kuvvetler gibi sınır koşulların sağlanamayacağı deneyler

- Birçok değişkenin değerlendirilmesi için pek çok demonun elde edilmesi sırasında maliyetin yüksek olacağı araştırmalar
- İnsan deneylerinde deneklerin farklı biyolojik özellikler taşımalarından dolayı deneyin tekrarlanamaması

2) Klinik uygulamaların uygun olmadığı problemler:

- Kullanılacak malzemelerin geliştirilmesi esnasındaki preklinik aşama
- Piyasadaki malzemelerde bulunmayan bir parametredeki değişikliğin değerlendirileceği durumlar
- Etik nedenlerden dolayı çalışması yapılacak klinik durumun insana deneysel amaçlı uygulanamayacak olması

3) Klinik ya da deneysel çalışmalar neticesinde elde edilecek sonuçların yorumlanamaması:

- Numerolojik bir model sonuçların yorumlanmasına yardımcı olabilir.

2.7.1.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları (251):

- Farklı malzemeler ile değişik modeller elde edilmesine olanak sağlar.
- Çok fazla bağlantı noktasının olması analizi etkilemez.
- İçerisinde çeşitli materyaller bulunduran geometrik özellikleri farklı cisimlerin (anizotropik yapılar) analiz edilmesini mümkün kılar.
- Sınır şartlarını tespit etmek ve bunlar üzerinde değişiklikler yapmak basittir.
- Bu analiz yöntemi ile oldukça karmaşık geometriye sahip yapılardan model oluşturulduğundan, analizlerin kolaylıkla ve güvenle gerçekleştirilmesine imkan sunar.
- Modellerin malzeme özellikleri kolaylıkla değiştirilerek istenilen sayıda değerlendirmeler yapılabilir.
- Girişimsel bir teknik değildir.
- Değerlendirme kısmı defalarca tekrarlanabilir.
- Bütün yapı basit bölümlere indirgenip, küçük bir yapıda çözümlenerek tüm yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formülize edilmesiyle neden-sonuç ilişkisi güvenle kurulur.
- Hızlı ve etkili bir tekniktir zamandan tasarruf sağlar.

2.7.1.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Dezavantajları (251):

- Dış ve destekleyen yapıların süreç içindeki biyolojik değişimleri tam olarak simüle edilemeyebilir. Dış aşınmaları sonucunda oluşan tersiyer dentinin modellenememesi buna örnek gösterilebilir.

- Analizler sonucunda alınan verilen doğruluğu materyal özelliklerinin doğru ve gerçeği yansıtacak bir şekilde sisteme aktarılmış olmasına bağlıdır.
- Kullanılan bu cihazların yazılımlarının düzenli olarak güncellenmesi gerekliliği maliyet oluşturmaktadır.

2.7.1.3. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar

Kuvvet (Force)

Bir cisme hareket kazandıran, mevcut hızının değiştiren veya cismi durdurup hareketsiz kalmasına sebep olan etkiye kuvvet denir. Kuvvet “F” ile gösterilir. Genel olarak kuvvet birimi Newton (N) veya kilogram force (kgf) şeklinde ifade edilir. Kuvvet, Newton tarafından kendisinin ikinci kanunu ile bu şekilde ifade edilmiştir (252):

$$F = m \times a \text{ (F: Kuvvet, m: Kütle, a: İvme)}$$

Kuvvet, kullanılan materyal ve kemik doku üzerinde büyüklük ve vektörel nicelikleriyle; basma (kompresif), çekme (tensile) ve makaslama (shear) kuvvetleri olarak üç farklı etki gösterebilir. Basma kuvvetleri, kütleleri birbirine iterek sıkıştırma etkisi oluşturan kuvvetlerdir. Çekme kuvveti, cisimleri birbirinden uzaklaştırmayı sağlayan kuvvet çeşididir. Makaslama kuvvetleri ise cisim üzerinde kayma hareketini oluşturan kuvvet tipidir (252,253).

Makaslama şeklindeki kuvvetler kemik doku ve uygulanmış olan materyalde en zararlı etkiye neden olan kuvvetlerdir. Kemiğin en fazla direnç gösterdiği kuvvet türü sıkıştırma tipi kuvvetlerdir. Kemiğin gerilme kuvvetlerine karşı gösterdiği direnç, sıkıştırma kuvvetlerine karşı gösterdiği dirençten yaklaşık %40 daha azdır (253).

Gerilme (Gerilim, Stres)

Birim alana etki eden kuvvet miktarı olarak tanımlanır (254). Hareketsiz bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşı cisimde oluşan dirence gerilme (stres) denir. Uluslararası birim sistemine göre birimi N/m^2 Paskal (Pa) olup genel birim olarak Megapaskal (MPa) kullanılmaktadır. Gerilme (stres) “S” veya “σ” ile gösterilir.

Bir cisim üzerine etki eden kuvvetler, üç farklı tip gerilim (255) ortaya çıkarabilir:

1. Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cismin yüzey alanına dik ve cismi kuvvet ile aynı yönde uzatacak kuvvetlerin oluşturduğu bozulmaya karşı ortaya çıkar. Etkilendiği tek değişken kuvvet değildir, cismin kesit alanındaki değişiklikler de çekme gerilimi üzerine etkilidir.

2. Sıkışma Gerilimi (Compressive Stress): Cisme dik yönde fakat çekme gerilimindeki kuvvetlerin tersine cismi sıkıştıracak şekilde uygulanan kuvvetler sonucunda ortaya çıkar. Yüzeye dik etkiyen bu iki gerilim türü “normal gerilimler” olarak adlandırılır.
3. Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin iki zıt yüzeyinin birbirine paralel ve ters yönde kaymalarını sağlayacak şekilde uygulanan kuvvetler sonucunda ortaya çıkar.

Asal Gerilme (Principal Stress)

Bütün düzlemlerde makaslama tipi gerilmelerinin sıfır olarak kabul edildiği ve cisimde oluşan tüm gerilmelerin sadece birim alana vertikal yönde olan gerilmelerin oluşturduğu gerilmelere asal gerilmeler (principal stres) denir.

Asal gerilme temel olarak üçe ayrılıp bunlar; minimum asal gerilme, ara asal gerilme ve maksimum asal gerilmedir. Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında genel olarak tek bir gerilme tipi yerine farklı üç gerilme tipinin bir arada olduğu bileşik gerilme hali görülmektedir (256,257).

Asal gerilme dağılımında çekme ve basma gerilmelerinin dağılımları araştırılır. Bu dağılımlara göre maksimum asal gerilmeler pozitif, minimum asal gerilmeler negatif değerdedirler. Maksimum asal gerilmeler en yüksek çekme gerilmeleri hakkında bilgi verirken, minimum asal gerilmeler en yüksek basma gerilmeleri hakkında bilgi verirler (258).

Gerinim (Strain):

Bir cisme dışarıdan herhangi bir yük geldiğinde cisim üzerinde bir gerilim meydana gelir. Meydana gelen gerilimin cisimdeki her noktada meydana getirdiği birim uzunluktaki değişime gerinim (strain) denir. Başka bir deyişle cismin uzunluğunda meydana gelen değişimin, cismin başlangıç uzunluğuna olan oranıdır. Bu şekilde cisimdeki şekil değişikliği matematiksel olarak ifade edilebilir.

Gerinim, cismin fiziksel bir deformasyonu olup, kuvvetler karşısında ortaya çıkan bu deformasyon kuvvetler kaldırıldıktan sonra eski durumuna dönebiliyorsa “elastik deformasyon” olarak adlandırılır. “Plastik deformasyon” ise uygulanan gerilmenin malzemenin elastik sınırını aşması sonucunda kalıcı şekilde değişikliğe uğramasıdır.

$$\text{Strain} = \text{Şekil değişikliği} / \text{başlangıç uzunluk}$$

Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim herhangi bir kuvvet tipi olmayıp sadece büyüklüktür. Bunun sonucu olarak da gerinimde herhangi bir ölçü birimi yoktur.

Esneklik Katsayısı (Young Modülü)

Cisme kuvvet uygulandığında meydana gelen stresin cisimde oluşan gerinime oranıdır.

$$\text{Esneklik Katsayısı} = \text{Gerilim} / \text{Gerinim}$$

Stres-gerinim eğri grafiğinin lineer tarafındaki stres-gerinim oranı, yük gelen yapının sertliğini verir ve birimi Gigapascal (GPa)'dır. Esneklik katsayısı Young's modülü olarak da tanımlanır. Elastisite modülü yüksek olan bir cismin esnemesi zordur ve elastisite modülü arttıkça malzemenin sertliği artar. Başka bir deyişle esneklik katsayısı yüksek olan yapılar stres altında elastik katsayısı düşük olan yapılara göre daha az miktarda deformasyona uğrar (254)

Poisson Oranı

Bir cismin kendisine gelen kuvvetler karşısında deformasyona uğramamak için gösterdiği belli miktardaki direnç kabiliyetine “Poisson Oranı” denir (259).

Cisimdeki enine daralmanın boyuna uzamaya oranı olarak tanımlanabilir. Gerilen bir lastik şeridin boyuna uzamasına karşılık, eninin daralması buna örnek gösterilebilir. Poisson oranı materyallerdeki bu uzama ya da kısalma ile incelmeye ya da kalınlaşmayı gösterir (260). Süngerin poisson oranı çok küçükken metal yapıların poisson oranı daha yüksektir. Düşük poisson oranı aynı zamanda malzemenin yüksek oranda potansiyel enerji depolayabildiğinin göstergesidir.

Von Mises Gerilimi

Von Mises gerilimi, şekillendirilebilir cisimler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises gerilimi materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi verir (243). Von Mises gerilimi, kırılma dayanıklılığının ölçüldüğü analizlerde de kullanılır. Von Mises gerilmesinin hesaplanmasında farklı gerilmelerin ortalamaları değerlendirmeye alınır bu nedenle sıkışma ve çekme gerilimleri değerlendirilemez.

Lineer Elastik Cisim

Stres ve gerininin orantı sınırına kadar doğru orantılı olduğu, sonrasında da lineer özellik göstermediği yapılar lineer elastik yapılar olarak tanımlanmaktadır (254).

İzotropik Cisim

Bir cisim farklı doğrultularda kuvvetlere maruz kaldığında her biriminde aynı elastiki özelliklerin meydana geldiği varsayılan cisimler izotrop cisimler olarak tanımlanır. Böylelikle cisimde meydana gelen gerilme ve şekil değiştirme ilişkileri iki materyal sabitine bağlı olarak ifade edilebilir. Kullanılan bu iki materyal sabiti elastik kat sayısı ve poisson oranı 'dır (261).

Homojen Cisim

Bir cismin her biriminde aynı yapısal özellikleri gösteren, birimden birime elastiki özelliklerin cisim içerisinde değişmediği yapılar için kullanılan bir terimdir (254,261).

Elastik Deformasyon

Herhangi bir cisme bir noktasından kuvvet uygulandığında o cisimde deformasyon meydana gelir. Cisimde meydana gelen deformasyon eğer kuvvet ortadan kalktığında ortadan kayboluyorsa bu deformasyon elastik deformasyon olarak tanımlanır (262).

Plastik Deformasyon

Bir cismin bir yüzeyine yük gelmesi sonucu oluşan ve yükün kalkmasına rağmen geçmeyen deformasyon türü plastik deformasyon olarak adlandırılır. Başka bir deyişle plastik deformasyonda kalıcı deformasyondan bahsedilir (262).

Hooke Kanunu

Bir cismin üzerine kuvvet geldiğinde cisim içerisinde bir gerilme oluşacaktır. Elastik sınırlar içerisinde geçerli olmak üzere, cismin şeklindeki değişim miktarı ile gelen kuvvetin büyüklüğü arasında doğru orantı olduğu kabul edilir. Bu varsayım “Hooke Kanunu” olarak bilinir. Hooke kanuna uyan cisimler lineer elastik maddeler olarak kabul edilirler(263). Bir

başka deyişle elastik malzemelerde, gerilim ile gerinim arasındaki ilişkinin doğrusallığını gösteren bu eşitlik ‘‘Hooke Kanunu’’dur.

2.7.1.4. Sonlu Elemanlar Analizi Aşamaları

1- Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması (Preprocessing)

Üzerinde çalışma yapılacak maddenin geometrik modellemesi bilgisayarlı tomografik cihazlar veya lazer tarayıcılar yardımıyla elde edilen verilerin CAD (Computer Aided Design) programları tarafından işlenmesiyle oluşturulur. (264).

Elde edilen modeller mümkün olan çok sayıda elemana bölünerek eleman sayısının fazla olması sağlanır. Modeli oluşturan elemanlar çeşitli boyutlarda olup; tek boyutlu, iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) olabilmektedirler. Elemanlar, düğüm (node) noktalarından birbirlerine bağlı olup elemanların oluşturduğu tüm yapıya ağ (mesh) denilmektedir. Ağ yapısı (mesh), analizi yapılacak olan modelin matematiksel modeli olarak da isimlendirilir.

2- Ağ Yapının Oluşturulması (Meshing)

Çalışma modellerinde ağ oluşturma işlemi yapılarak elemanların koordinatları belirlenir ve düğüm noktaları oluşturulur. Meshleme işlemi program kullanıcısı direkt kendisi yapılabildiği gibi otomatik olarak programlar tarafından da yapılabilmektedir. Program kullanıcısının girmiş olduğu verilere karşılık gelen uygun değerler otomatik olarak elde edilir böylece düğümleri ve elemanları sıralamakta ve numaralandırılmalarını sağlamaktadır (243,265).

Ağ oluşturma işleminde eldeki modeller, sonlu sayıdaki elemanlara bölünmesiyle elde edilir. Daha hassas ve güvenilir bir model eldesi eleman sayısının artması ile meydana gelebilmektedir. Bu durum ise ancak daha küçük elemanlara modelin bölünmesi yoluyla oluşturabilmektedir. Eleman sayısının arttırılması veya azaltılmasının sağlanması, eleman çeşidinin değiştirilmesi, farklı ağ oluşturma tekniklerinin uygulanması ile yeniden ağ oluşturulabilmesi sağlanabilmektedir (243,265).

3- Sınır Koşullarının Belirlenmesi (Boundary Conditions)

Çalışma modelindeki birimler arası yer değiştirmelerin ve materyal içerisinde oluşan gerilmelerin sınır şartlarını belirten kavramdır. Model oluşumunda rol alan elemanların hangilerinin sabitlendiği ve uygulanacak yükün hangi bölgeye geleceğini belirtir. Bir cisimde sınır koşullarının belirlenmesi model üzerindeki kuvvetin uygulama bölgeleriyle ilgilidir (243,256).

4- Verilerin Programa Aktarılması (Analiz)

SEA yönteminin en önemli aşaması sınır koşullarının doğru bir şekilde uygulanmasıdır. Sınır koşullarını belirlemede yapılacak hatalar, analiz sonuçlarının güvenilirliğini ve geçerliliğini etkilemektedir. İlk belirlenen sınır koşulu, cismin hangi noktalardan sabitleneceği ve kuvvetlerin hangi noktalardan uygulanacağıdır. Uygulanacak olan kuvvetlerin cisim üzerinde bir stres meydana getirebilmesi için cismin uzayda birkaç noktadan sabitlenmesi gereklidir. Uygulanacak kuvvetle ilgili bir diğer husus ise belirlenen noktalara hangi açı, yön ve şiddette kuvvetlerin uygulanacağıdır.

Modelleri oluşturulan kemik, implant, diş dokuları gibi farklı yapı veya materyallerin mekanik özellikleri (Young modülü, poisson oranı) de sisteme yüklenmesi gereken diğer verilerdir. Bu değişkenlerin doğruluğu ve klinik koşullara uygunluğu çalışmanın geçerli olması için önemli bir koşuldur.

5- Analizin Çözümlemesi (Postprocessing)

Çalışma yapılacak modelde farklı yükleme koşulları altında farklı parametrelere bağlı olarak veriler elde edilir. Bu veriler; asal gerilim (principal stres), deformasyon miktarları, yer değiştirme miktarları, eşdeğer ve eksenel gerilim değerleridir (251).

Elde edilen bu veriler materyallerin yapısal özelliklerine bağlı olarak değişebilmekte, bu da analiz sonuçlarını etkileyebilmektedir. Genel olarak kırılma yapıları (kemik, porselen, diş sert dokuları vb) değerlendirme işlemlerinde asal gerilim değerleri kullanılırken (maksimum asal gerilim, minimum asal gerilim), çekilebilir (metaller gibi esneyebilen) yapıların plastik deformasyonunu değerlendirme işlemlerinde Von Mises stres değerleri kullanılmaktadır. Analizi yapılan cismin tüm yapısında oluşan stresin değerlendirilmesinde Von Mises değerleri kullanılabilir (265). Hatta simüle edilen kuvvetler karşısında materyalin

kalıcı deformasyon gösterip göstermeyeceğini belirleyen yield noktasının aşıp aşılmadığı da bu değerlerle kontrol edilebilir (266).

2.7.1.5. Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Kullanılması

Sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak incelenecek yapılar, kendilerinden daha küçük ve daha basit birimlere bölünürse analiz işlemi daha kolay olur. Yani kompleks bir yapı ne kadar çok düzgün geometrik birimlere bölünebilirse, bu yapı ile ilgili incelemeler ve hesaplama sistemleri o kadar kolaylaşır. İncelenen parça sayısı arttıkça bu parçalar üzerinde oluşturulan hesaplamalar da artar, böylelikle daha kesin ve gerçeğe daha yakın sonuçlar ortaya çıkar. Çene yüz bölgesindeki karmaşık yapıların tamamının incelenmesi, Sonlu Eleman Analiz Yöntemi dışındaki benzer yöntemler ile elde edilemeyecek kadar ayrıntılı ve komplekstir (267,268).

Fizik kuralları gereği, bir cisime kuvvet uygulandığında cisim bu kuvvete zıt yönde ve aynı büyüklükte bir tepki kuvveti oluşturur. Alt çene kemiği çiğneme, konuşma gibi fonksiyonel hareketler esnasında kendisine yapışmış olan kasların etkisi altında kalır ve mandibula içerisinde çeşitli gerilimler meydana gelir. Bu komplike hareketlerin tamamı ve mandibular yapının kendisine özgü yapısal özellikleri, bu kemik üzerinde oluşturulacak in vivo incelemelerde, biyomekanik olarak gerçeğe yakın sonuçlara ulaşmayı oldukça güçleştirir (267,269).

Sonlu eleman analiz yöntemi yapıların statik olarak incelenebilmesine imkan sağlayan bir tekniktir. Ancak gelen kuvvetler karşısında mandibula iç yapısında oluşan gerilim dağılımları ve yer değiştirmeleri konusunda güvenli veriler sunabilmektedir. Bu yöntem ayrıca cisme has özelliklerin (elastisite modülü, sertliği vb.) yazılım sistemine aktarılarak mekanik özelliklerinin incelenmesine olanak sağlar, bu sayede laboratuvar şartlarının gerekliliğine ihtiyaç duyulmadan biyomekanik incelemelerin eldesine ve klinik pratikte kullanılabilir nitelikte verilere ulaşmaya olanak sunar (270).

SEA maksillofasiyal alanda oluşan travmaların tedavisinde darbe analizleri, uygulanmak istenen osteosentez sistemlerinin doğru pozisyonlandırılması ve bu sistemlere uygulanacak kuvvetleri belirlemede ve başarılı bir osteosentez tahmininin değerlendirilmesinde kullanılır. Planlı bir şekilde yapılan çeşitli osteotomi tekniklerinin biyomekanik analizlerinin elde edilmesine, kemiği saran yumuşak dokuların bu hareketlere vereceği cevabın öngörülmesine yardımcı olur. Maksillofasiyal alanda görülen büyük

patolojik oluşumların tedavisi için yapılan rezeksiyon osteotomilerinin ve bu cerrahi işlem sonrası ilgili alanın rekonstrüksiyon planlanmasının yapılmasında, yeni oluşturulan yapının biyomekanik davranışının incelenmesinde kullanılır. Ayrıca dental implant tasarımları, implantların kemik içerisine uygulanması esnasında kemikte ve implantta meydana gelen streslerin analiz edilmesinde kullanılır (270).

Eksik dişlerin rehabilite edilmesinde dental implantların tercih edilmesi yaygınlaşmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan implant marka ve modellerinde çeşitlilik görüldüğü gibi implantların yapıldığı materyallerde de çeşitlilik görülmektedir. Materyallerin mekanik özellikleri implant seçiminde en önemli faktörlerden biridir. SEA yöntemi, biyomedikal uygulamalarda, özellikle dental implantlar alanında günümüzde oldukça sık kullanılmaktadır (265,271). Yapılan çalışmalara göre, özellikle kemikte oluşan stres değerlerinin analizinde farklı sonuçlar bildirilmiştir. Bu sonuçlardaki farklılık, implantların özelliklerine göre değişim göstermektedir. İmplantların ara parçalarında oluşan kırıklar implant tedavilerinin başarısızlık sebeplerinden birisidir. Bu bağlamda implant üzerinde stres sonucunda meydana gelen gerilmelerin analiz edilmesi önem teşkil eder.

İmplant tedavilerinin başarısız olmasındaki en önemli faktör, implant ve implantı saran kemik doku arasındaki biyomekanik bağlantının istenilen seviyede olmayışıdır. Dental implant tedavileri sonrasında çene kemiklerinin cevabı yeteri kadar incelenmemiş ve implant uygulamaları sonucunda çene kemikleri üzerinde meydana gelen streslerin uzun dönemdeki etkileri tam olarak anlaşılamamıştır. Streslerin analiz edilmesi ve anlaşılması, çene kemiklerinde meydana gelecek istenmeyen streslerin oluşumuna engel olunabilir. SEA, herhangi bir geometrik yapının üzerinde meydana gelen gerilim ve deformasyonların analizine olanak tanıyan sayısal bir yöntemdir. SEA yönteminin gerilimler üzerinde analizler elde etmeye imkan vermesi, dental implantlar üzerinde uygulanmasının başlıca nedenidir (272).

Sonlu eleman analiz yönteminin kullanılarak dental mekaniğin incelendiği çoğu bilimsel araştırma, dental implant uygulamaları ile ilgilidir. Dental implantların SEA tekniği ile incelenmesi çeşitli başlıklar üzerinden yapılmaktadır. Bu başlıklar, tasarımın değerlendirmesi, materyalin değerlendirilmesi, implant üstünde meydana gelen yüklerin değerlendirilmesi, yüzey değerlendirilmeleri ve diğer konulardır (246).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. ile beraber yapılmıştır.

Bu çalışma, Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından verilen SBE.21.015 proje numarası ile desteklenmiştir.

Bu çalışmanın amacı, ileri derecede atrofik mandibulaya uygulanan dental ve subperiosteal implantların çiğneme kuvvetleri sonucunda, implantlar üzerinde oluşan Von Mises, mandibular alveolar kemikte meydana gelen maximum ve minimum principal streslerin miktarlarını ve dağılımlarını incelenmesidir. Çalışma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak yapılmıştır.

Çalışmamızda 4 farklı grup planlaması yapılmıştır. Grup 1’ de sağlı sollu ikişer adet dar çaplı (3.3 mm çap-10 mm boy) dental implant ve birer adet kısa dental implant dik olarak, grup 2’ de “All on four” tekniği ile anterior bölgeye 2 adet dar çaplı (3.3 mm çap-10 mm boy) implant, posterior bölgeye ise 2 adet dar çaplı (3.3 mm çap-12 mm boy) implantlar 30° açıyla grup 3’te grup 2 modeline ilave olarak sağlı sollu birer adet kısa dental implant, grup 4’ te subperiosteal implant uygulanmıştır.

Tablo 3. 1. Gruplara Uygulanan Dental ve Subperiosteal İmplantların Sayı, Çap, Boy ve Lokalizasyonları

GRUPLAR	
GRUP 01	Atrofik mandibulaya;
* All on six	* Anterior: 32 ve 42 numaraya – dik - 3.3x10 mm Straumann BLT implant
(2 – 4 – 6)	* Posterior: 34 ve 44 numaraya – dik- 3.3x10 mm Straumann BLT implant
	* En posterior: 36 ve 46 numaraya – dik - 4.1x4 mm Straumann Tissue Level short implant

GRUP 02 * All on four (2 – 5)	Atrofik mandibulaya; * Anterior: 32 ve 42 numaraya – dik - 3.3x10 mm Straumann BLT implant * Posterior: 35 ve 45 numaraya – 30 derece açılı - 3.3x12 mm Straumann BLT implant
GRUP 03 * All on six (2 – 5 – 6)	Atrofik mandibulaya; * Anterior: 32 ve 42 numaraya – dik - 3.3x10 mm Straumann BLT implant * Posterior: 35 ve 45 numaraya – 30 derece açılı - 3.3x12 mm Straumann BLT implant * En posterior: 36 ve 46 numaraya – dik - 4.1x4 mm Straumann Tissue Level short implant
GRUP 04 * Subperiostal	Atrofik mandibulaya; * Bukkalde 32 ve 42 numara arasından başlayarak, linguale doğru geçecek ve 33 – 36 ve 43 – 46 numara arası lingualde kalacak ve 37, 38, 47 ve 48 arası bukkalden seyrederek krette biraz linguale taşarak bitecek.

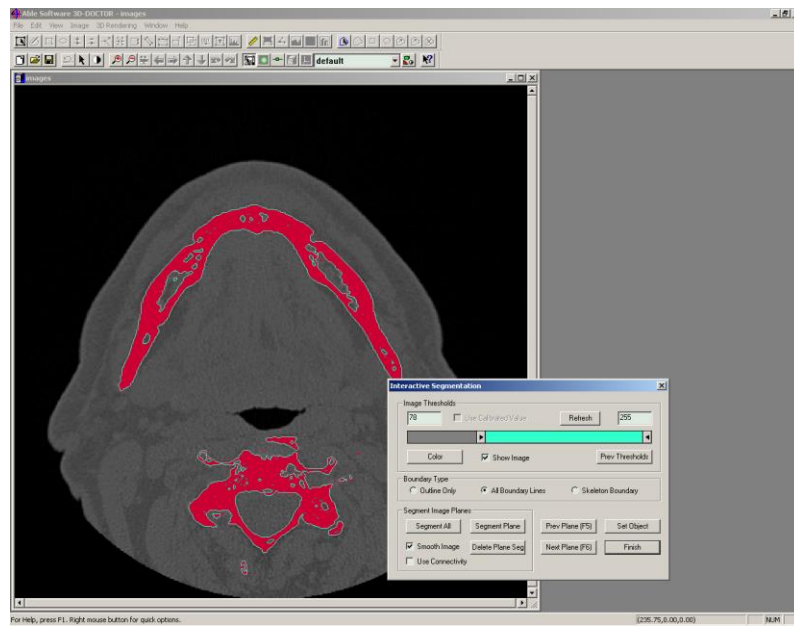
3.1.SONLU ELEMANLAR ANALİZİNDE KULLANILAN ÜÇ BOYUTLU MODELLERİN OLUŞTURULMASI

Bu çalışmada; Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi (Şekil 3.1). Çene kemiği, Konik Hüzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kVp, 3.8 mA’ de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı (Şekil 3.1).



Şekil 3. 1. Tam Dişsiz Erişkin Hastanın Tomografi Görüntüsü

3D-Doctor, bilgisayarlı tomografi ve magnetik rezonans olmak üzere birçok görüntüleme yöntemiyle elde edilen görüntülerin, üç boyutlu ortamda tekrardan oluşturulabildiği bir yazılımdır. Bu yazılım ile tekrardan oluşturulan görüntüler üzerinde, yeniden biçimlendirme ve sadeleştirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

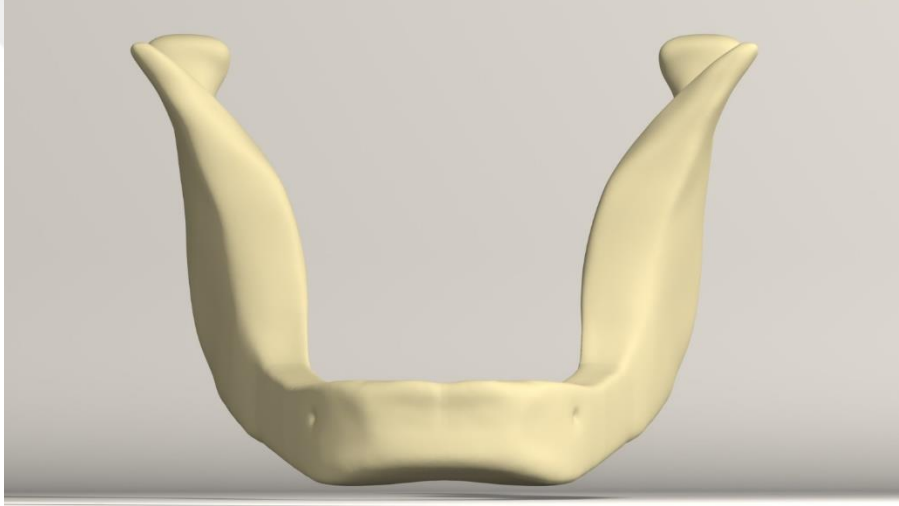


Şekil 3. 2. Tomografi Görüntülerinin 3D-Doctor Yazılımına Aktarılması

3.2. MANDİBULAR KEMİĞİN MODELLENMESİ

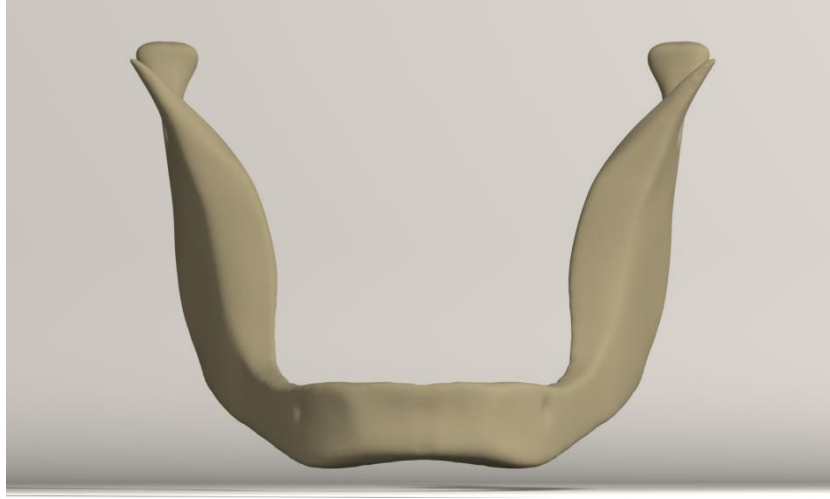
3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle üç boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemleri tamamlandı. Modeller, 3D-Doctor yazılımından stereolitografi (.stl) formatında aktarıldı.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

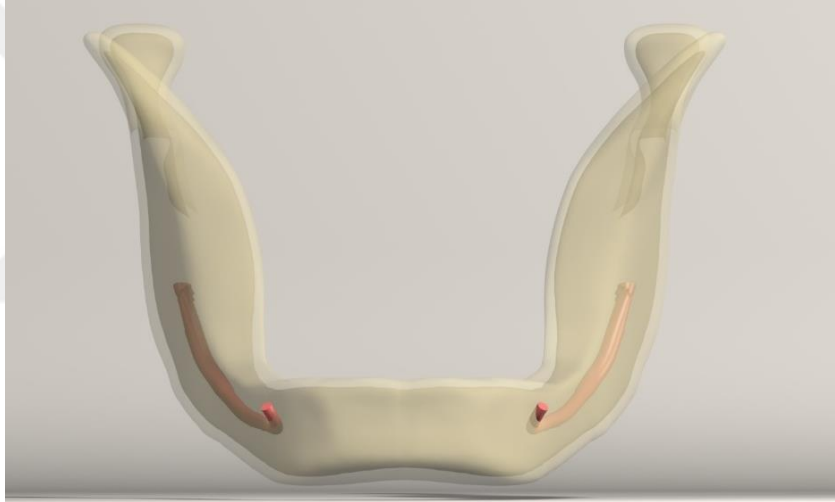


Şekil 3. 3. Mandibulanın Kortikal Kemik Modeli

Oluşturulan kemik dokuda offset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve yapılan bazı uyumlamalardan sonra kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



Şekil 3. 4. Mandibulanın Spongioz Kemik Modeli



Şekil 3. 5 . Mandibular Kemik ve İnferior Alveolar Sinir Modeli

Bu şekilde mandibular kortikal kemik, spongioz kemik, protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojiyi yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler, Rhinoceros yazılımında uzayda belirlenen koordinatlara 3 boyutlu olarak yerleştirildi ve modellemeler tamamlanmış oldu.

Rhinoceros' da yapılan modellemeler, Fempro yazılımı aracılığıyla 3 boyutlu koordinatlar korunarak sisteme aktarıldı.

3.3. İMPLANTLARIN, ABUTMENTLARIN, METAL ALT YAPININ VE PROTEZ ÜST YAPININ MODELLENMESİ

Çalışmada tedarik edilen implant ve vidaların demo modelleri SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile plak, vida ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 3. 6 . Activity 880 Optik Tarayıcı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu

hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modeldeki fiziksel özellikleri tanıma amacıyla, materyal değerleri (poisson oranı ve elastiklik modülü) sistemde bulunan parametrelerin her birine verildi.

3.4.MATERYAL ÖZELLİKLERİ

Çalışmamızda kullanılan tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının gerilim veya deformasyonun uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 3. 2. Kullanılan Materyallerin Elastik Modülü ve Poisson Oranları

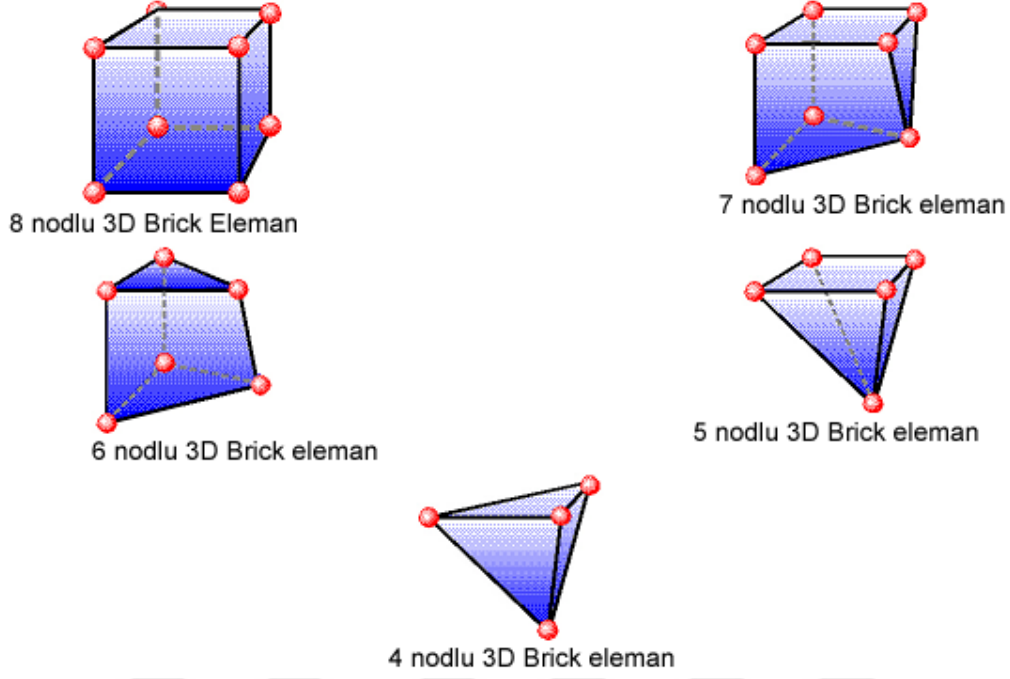
MALZEMELER			
	Young Modulus (MPa)	Poisson Ratio	Referans
Kortikal kemik	13 700	0,30	(273)
Spongioz kemik	1 370	0,30	(274)
Krom-kobalt (cr-co) alt yapı	218 000	0,33	(273)
Akrilik üst yapı	2 700	0,35	(274)
Titanyum grade 4 (implant, abutment, vida ve subperiostal vida)	110 000	0,35	(275)
Titanyum grade 5 (subperiostal sistem)	116 000	0,32	(276)

3.5. MATEMATİKSEL MODELLERİN ELDE EDİLMESİ

VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına.stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.



Şekil 3. 7. Matematiksel Modellerin Geometrik Şekilde Görüntüsü

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Oluşturulan matematiksel modellerde kullanılan eleman ve nod (düğüm) sayıları aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 3.3).

Tablo 3. 3. Modellerdeki Eleman Sayıları ve Düğüm Noktaları

GRUPLAR ve ELEMAN NODE	
GRUP 01 (2-4-6 all on six)	Number of nodes = 690579 Number of elements = 3143512
GRUP 02 (2-5 all on four)	Number of nodes = 558749 Number of elements = 2687481
GRUP 03 (2-5-6 all on six)	Number of nodes = 672242 Number of elements = 3066544

GRUP 04	Number of nodes = 500970
(subperiostal)	Number of elements = 2309854

3.6. SİSTEMİN BİRLEŞTİRİLMESİ

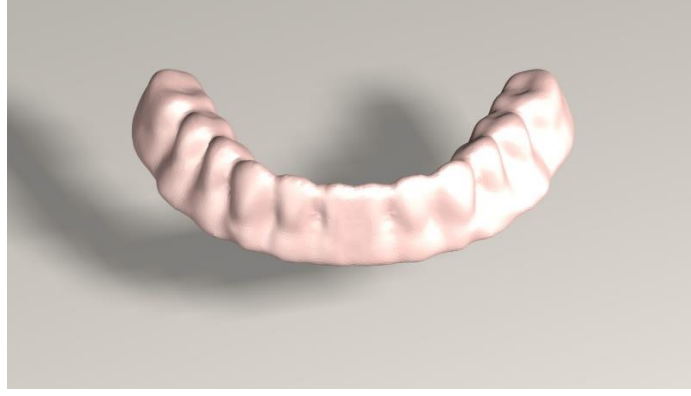
Sonlu elemanlar stres analiz programlarının amacına uygun bir şekilde çalışabilmesi ve sonuçların doğru bir şekilde elde edilebilmesi için, sistemde kullanılan elemanların analiz programına ayrı ayrı tanımlanması gereklidir. Bizim çalışmamızda sistem elemanlarını; mandibular kemik dokusu, dental ve subperiosteal implantlar, abutmentlar, metal alt yapılar ve protetik üst yapılar oluşturmaktadır.

Çalışmamızda; implantlar ile destek dokular, implantlar ile abutmentlar ve abutmentlar ile implant-metal alt yapı arasındaki bağlantılar kesintisiz bir şekilde yapıldı ve yük aktarımı sağlandı. Modellerde kullanılan implantların, kemik dokularıyla osseointegrasyonu %100 olarak kabul edildi.

Araştırmamızda ileri derece atrofi gösteren dişsiz mandibulada, farklı tedavi seçeneklerini içeren 4 farklı planlamaya ait modeller kullanılmış ve kuvvet iletimi yönünden değerlendirilmiştir.



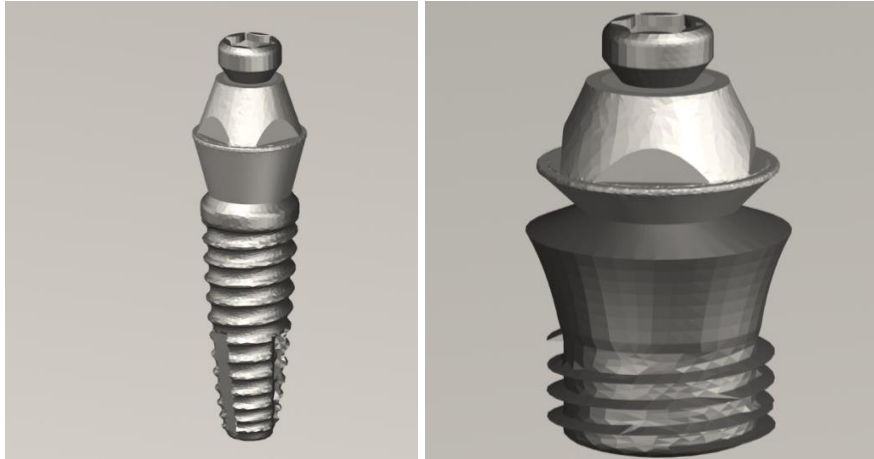
Şekil 3. 8. Gruplarda Kullanılan Metal Alt Yapı Modeli



Şekil 3. 9. Gruplarda Kullanılan Protetik Üst Yapı Modeli

3.6.1. Grup 1' in Oluşturulması

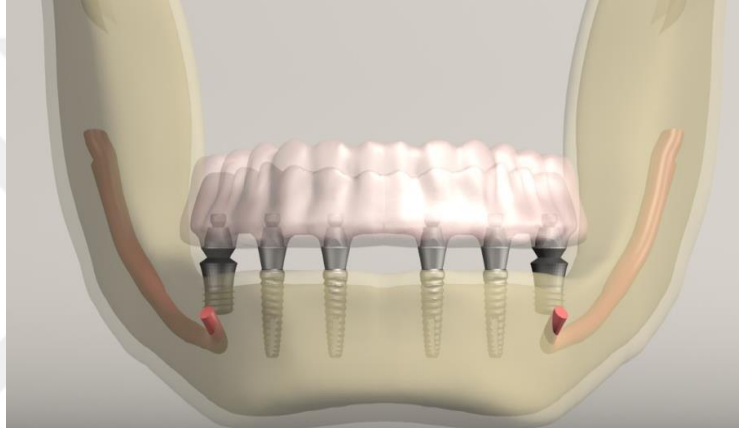
Çalışmamızda tomografik kayıtlardan elde edilen mandibula modelindeki sağ ve sol atrofik mandibulaya 2 şer adet (32,34 ve 42,44 bölgesine) çapı 3.3mm uzunluğu 10mm ve 1 er adet çapı 4.1mm boyu 4mm olan Straumann BLT implantları dik olarak yerleştirilerek Grup1 oluşturuldu.



Şekil 3. 10. Grup 1 De Kullanılan Dental İmplant ve Abutment Modeli (Straumann BLT 3.3-10mm,4.1-4mm)



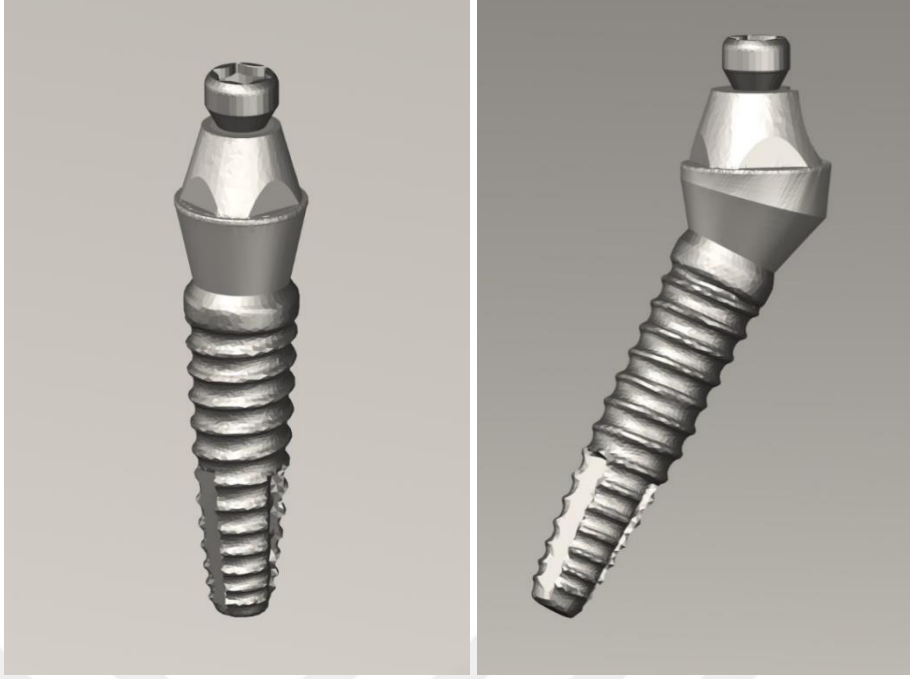
Şekil 3. 11. Grup 1 Abutment Çıkış Profilleri Modeli



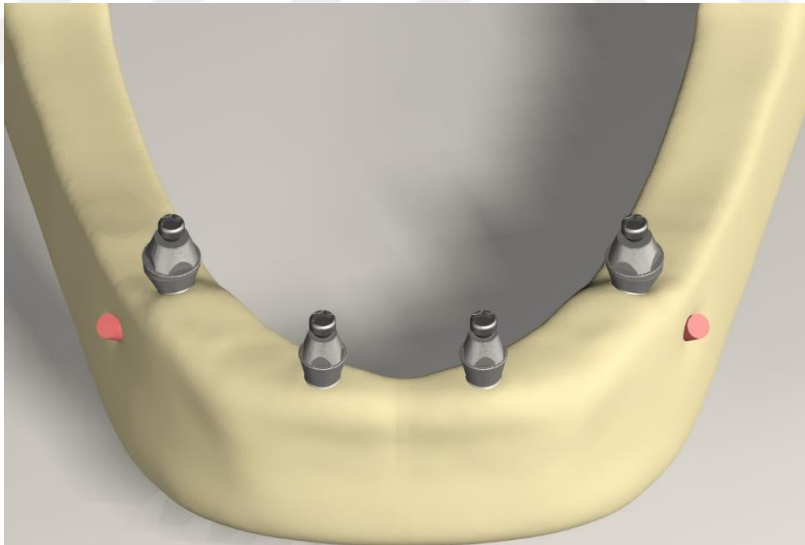
Şekil 3. 12. Grup 1 de Protetik Üst Yapı ile Beraber Dental İmplantların Görüntüsü

3.6.2. Grup 2' nin Oluşturulması

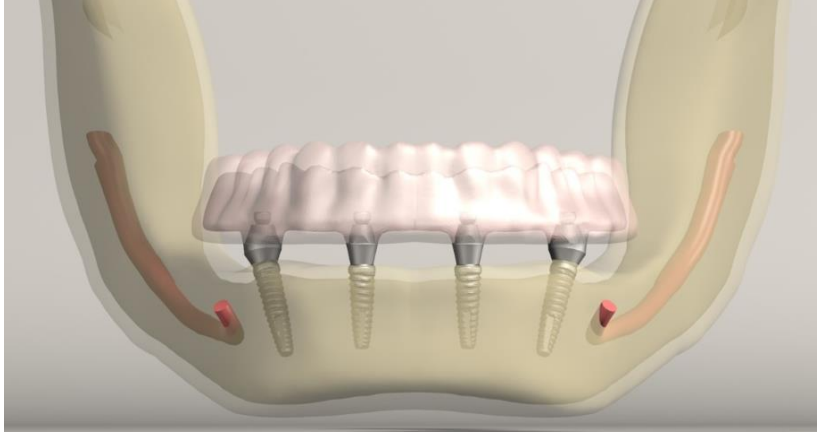
Atrofik mandibula modelindeki sağ ve sol mandibulaya 1 er adet (32 ve 42 bölgesine) çapı 3.3mm uzunluğu 10mm olan implantlar dik ve 1 er adet (35 ve 45 bölgesine) çapı 3.3mm boyu 12mm olan Straumann BLT implantlar ise 30 derece açı ile “All on four” tekniği kullanılarak yerleştirilip Grup 2 oluşturuldu.



Şekil 3. 13. Grup 2 de Kullanılan Dental İmplant Ve Abutment Modeli (Straumann BLT 3.3-10mm,3,3-12mm)



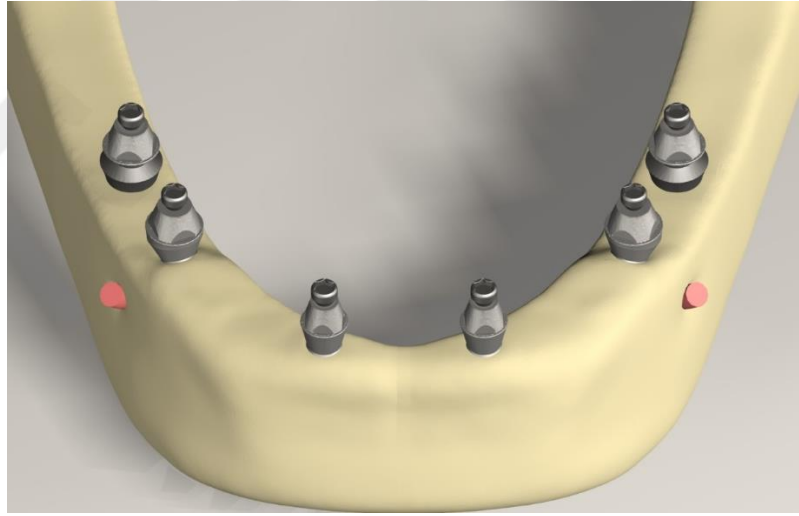
Şekil 3. 14. Grup 2 Abutment Çıkış Modeli



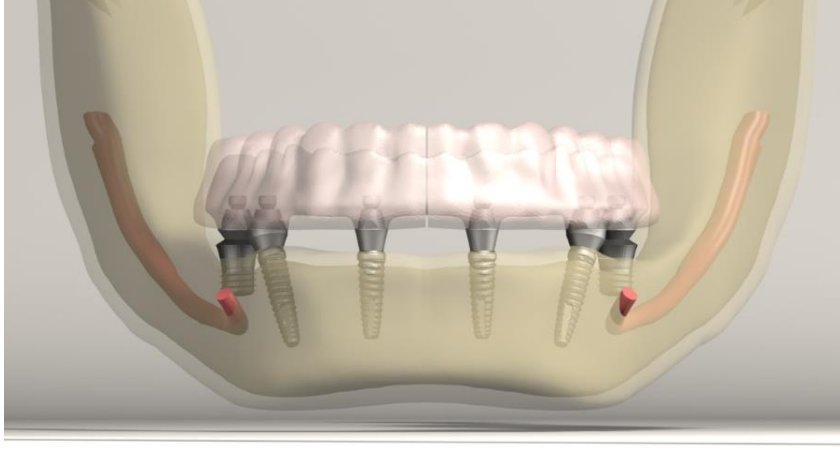
Şekil 3. 15. Grup 2 de Protetik Üst Yapı ile Beraber Dental İmplantların Görüntüsü

3.6.3. Grup 3' ün Oluşturulması

Grup 2 modeli üzerinde modifikasyon yapılarak sağ sol mandibula posterior bölgeye 1'er adet 4.1-4mm implant "All on four" tekniği ile beraber uygulanarak Grup 3 oluşturuldu.



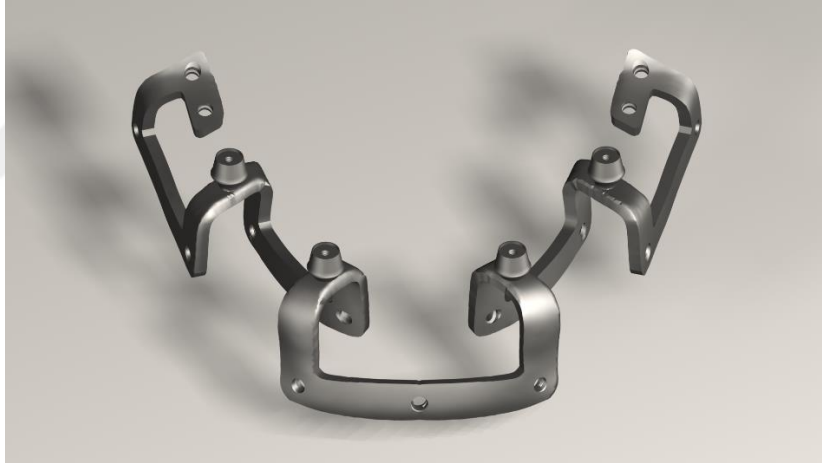
Şekil 3. 16. Grup 3 Abutment Çıkış Noktaları Modeli



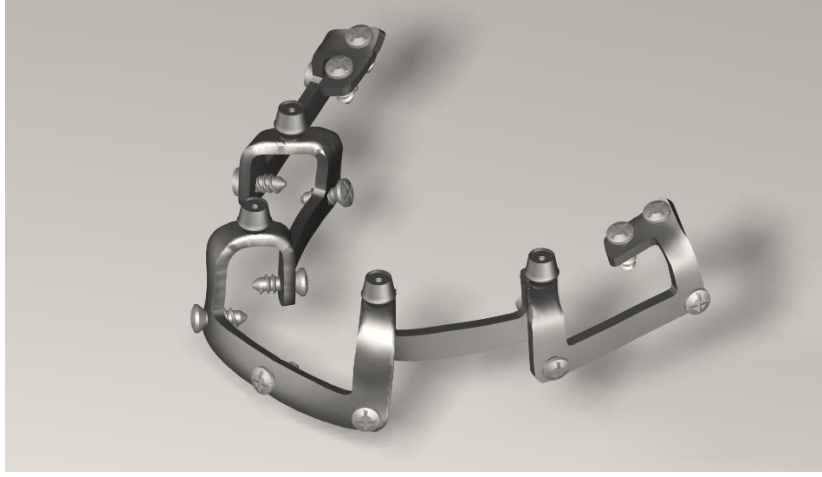
Şekil 3. 17. Grup 3 de Protetik Üst Yapı ile Beraber Dental İmplantların Görüntüsü

3.6 .4. Grup 4' ün Oluşturulması

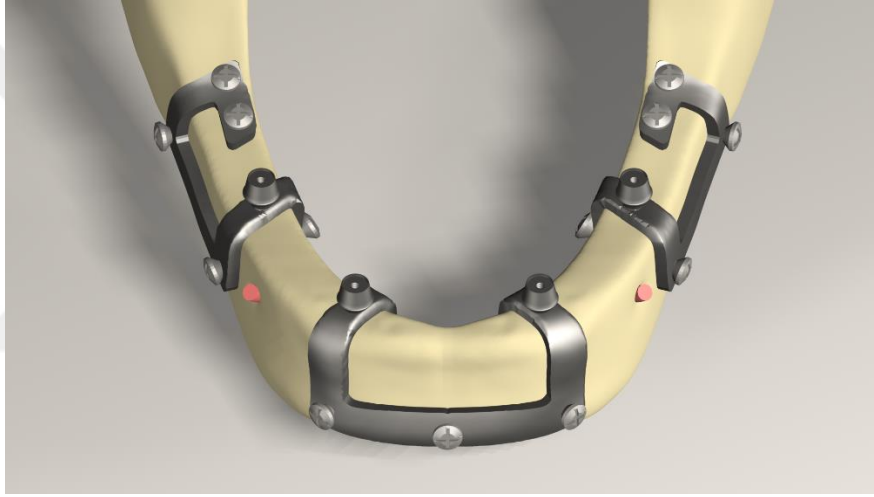
Atrofik mandibulaya ana modele özgü tasarlanmış subperiosteal implant uygulanarak grup 4 oluşturuldu. Subperiosteal implantın kalınlığı 1.5 mm dir.



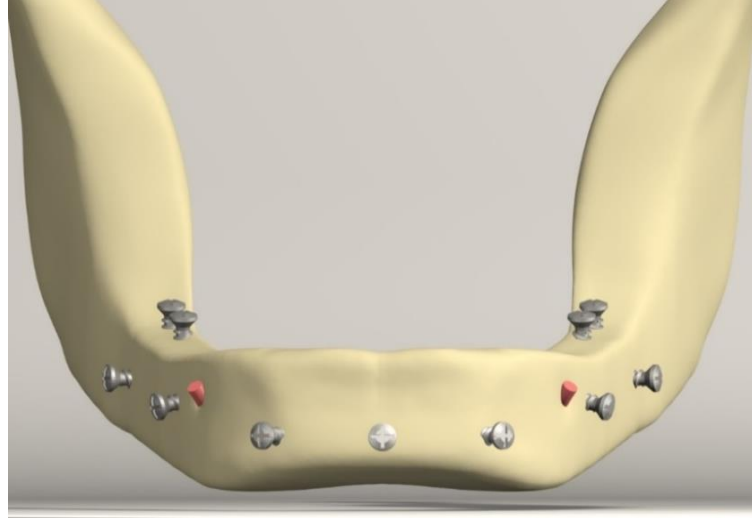
Şekil 3. 18. Ana Modele Özgü Tasarlanan Subperiosteal İmlant Modeli



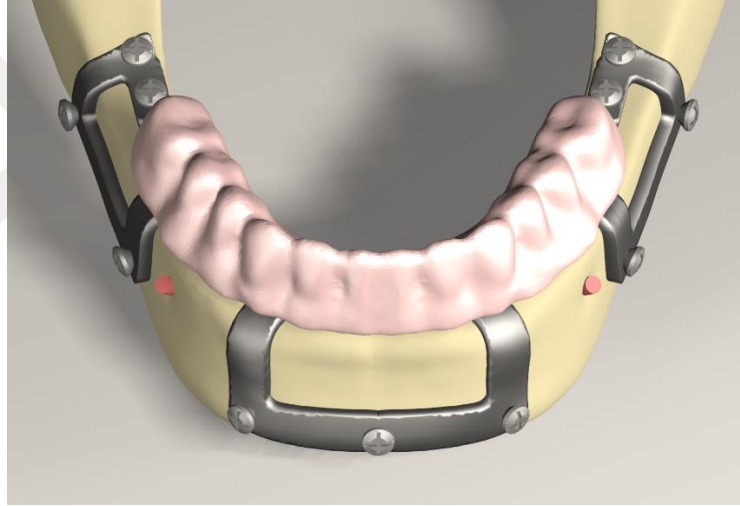
Şekil 3. 19. Ana Modele Özgü Tasarlanan Subperiosteal İmlant ve Fiksasyon Vidalarının Modeli



Şekil 3. 20. Grup 4 Subperiosteal İmplantın Abutment Çıkış Noktaları Modeli



Şekil 3. 21. Grup 4 Fiksasyon Vidalarının Konumlarını Gösteren Model



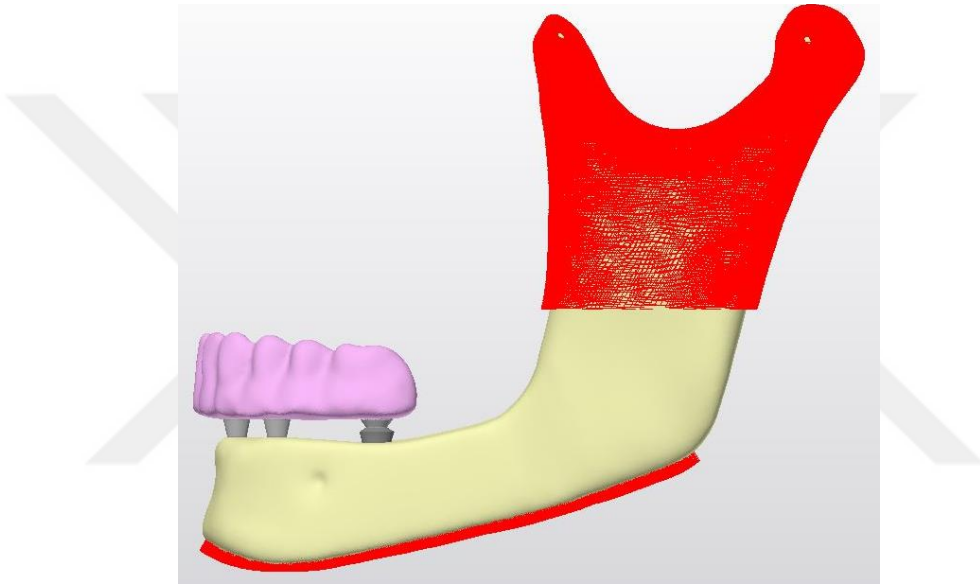
Şekil 3. 22. Grup 4 Superiosteal İmplant ve Protetik Üst Yapıyı Gösteren Model

3.7. MODELLERE UYGULANAN ETKEN VE SINIR ŞARTLARI

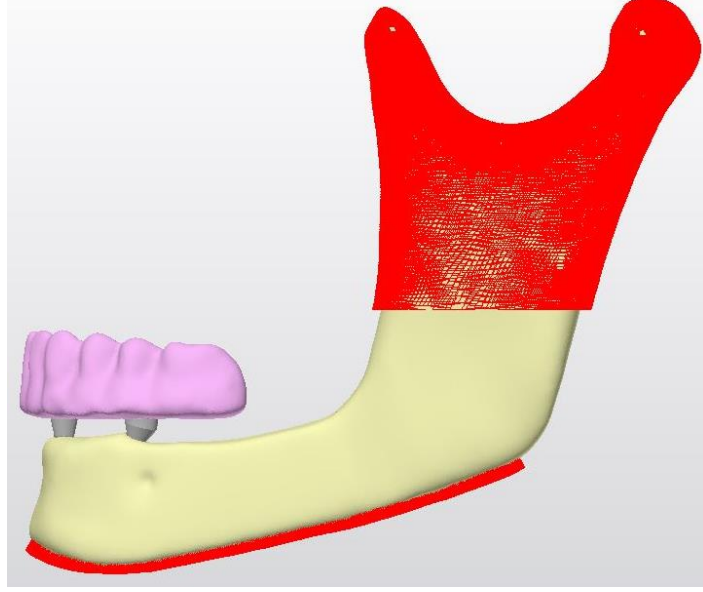
Üç boyutlu modeller uzayda serbest bir şekilde durmaktadır. Sistemde birleştirilen bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için amaca uygun bir şekilde bazı noktalardan sabitlenmesi ve sınır şartlarının konulması gerekmektedir. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, belirlenen modellerin desteklenmesi için en az 2 düzlemde sabitlenmesi

gereklidir. Analizi yapılacak bölgeler sabitlenen düzlemlerden uzak noktalardan geçmelidir. Bu durum sağlanamazsa, meydana gelen stresler sabitlenen düzlemlere aktarılır ve elde edilen sonuçlar yanlış yorumlanabilir. Bu sınırlamalar sayesinde, tanımlanan bölgeler içinde problemler çözümlenebilir.

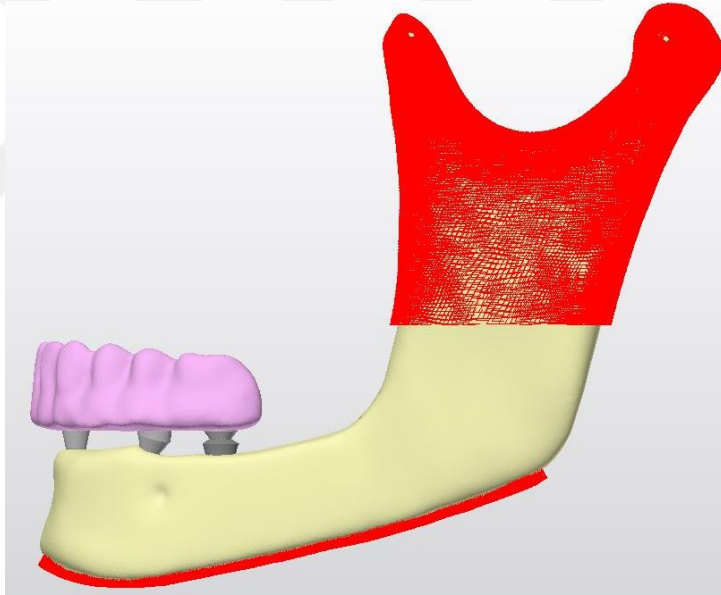
Mandibula kemiğin arkasından/posteriorundan ve alt kısmından 3 ekseninde DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Bu bağlamda, sağ ve sol aynı kabul edilmiştir.



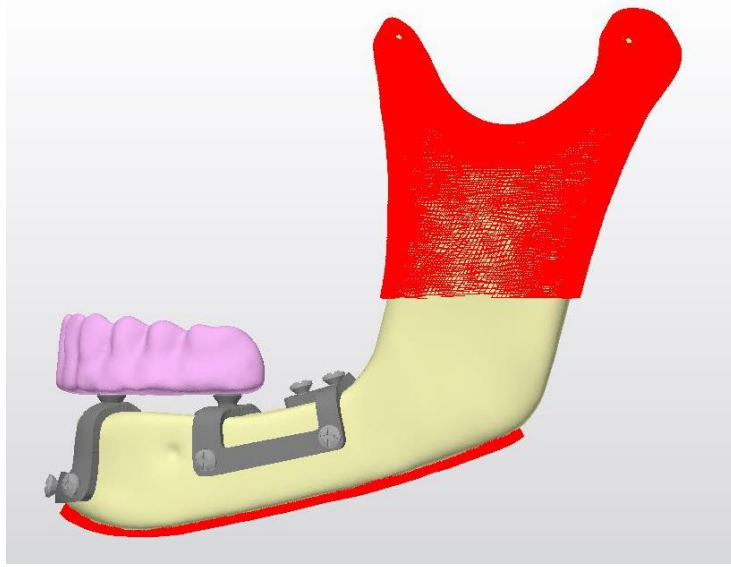
Şekil 3. 23. Grup 1'in Bilgisayar Ortamında Sabitlenmiş Modelinin Görüntüsü



Şekil 3. 24. Grup 2'nin Bilgisayar Ortamında Sabitlenmiş Modelinin Görüntüsü



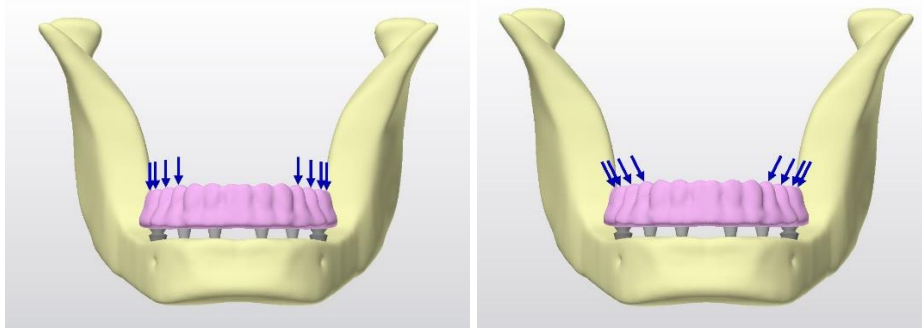
şekil 3. 25. Grup 3'ün Bilgisayar Ortamında Sabitlenmiş Modelinin Görüntüsü



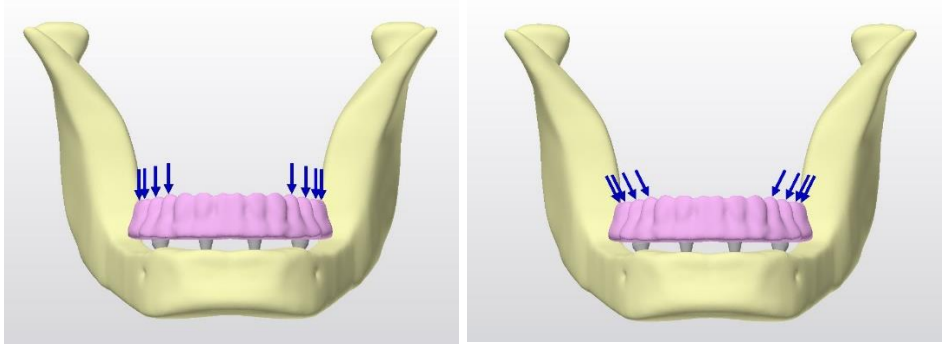
Şekil 3. 26. Grup 4'ün Bilgisayar Ortamında Sabitlenmiş Modelinin Görüntüsü

3.8. YÜKLEME KOŞULLARI

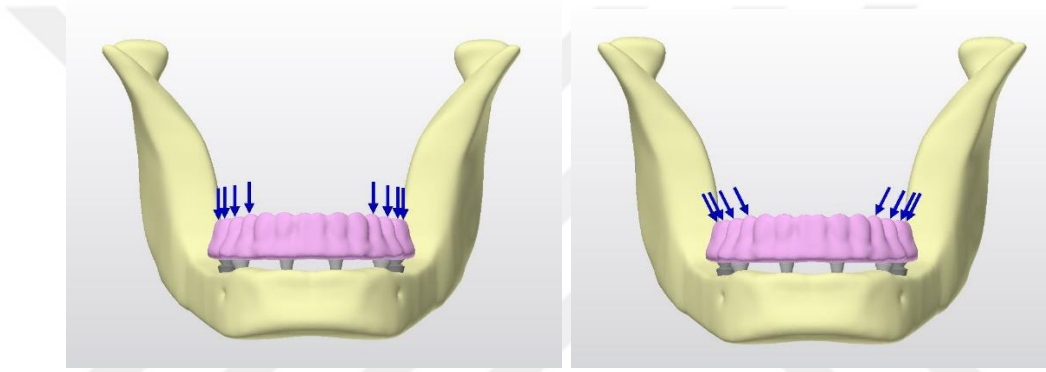
Tüm modellerde 4,5 ve 6 nolu dişlerin bukkal tüberküllerine 90 derecelik açıyla 150 N ve 30 derecelik açıyla bukkal lingual yönde 100 N 'luk oblik yönde kuvvet uygulandı.



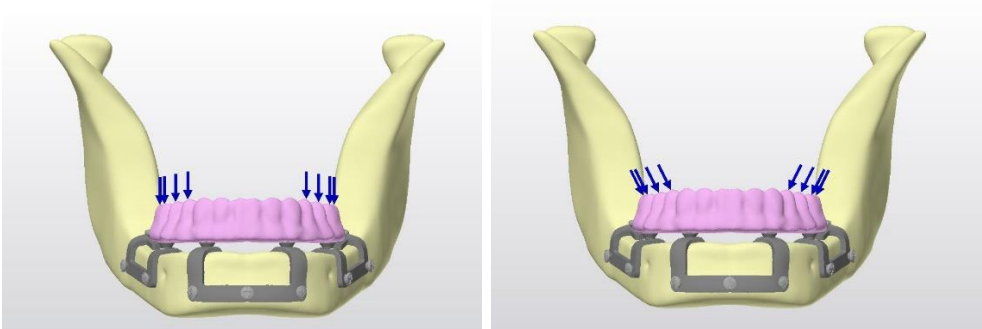
Şekil 3. 27. Grup 1 Modelde Dişlere Dik Olarak Uygulanan 150 N' luk ve Oblik Olarak Uygulanan 100 N' luk Kuvvet



Şekil 3. 28. Grup 2 Modelde Dişlere Dik Olarak Uygulanan 150 N' luk ve Oblik Olarak Uygulanan 100 N' luk Kuvvet



Şekil 3. 29. Grup 3 Modelde Dişlere Dik Olarak Uygulanan 150 N' luk ve Oblik Olarak Uygulanan 100 N' luk Kuvvet



Şekil 3. 30. Grup 4 Modelde Dişlere Dik Olarak Uygulanan 150 N' luk ve Oblik Olarak Uygulanan 100 N' luk Kuvvet

3.9. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ PROGRAMINDA ANALİZ SONUÇLARININ ALINMASI

4 farklı planlamada, dik ve oblik yükleme koşulunda toplamda 8 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanın x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{yz} = \tau_{zy}, \tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

VonMises Stres, metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

**Vonmises formül;

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan VonMises Stres değeri alüminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yieldstrength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca VonMises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4. BULGULAR

Sonlu elemanlar stres analizlerinde kemik dokusu gibi kırılabilir özellik gösteren dokuların stres değerlerinin belirlenmesinde daha doğru sonuçlar veren Principal Stres (Maksimum Principal Stres = Gerilme stresi, Minimum Principal Stres = Sıkışma stresi) değerlerinden; titanyum gibi metal içerikli dövülebilir çekilebilir materyallerin stres değerlerinin belirlenmesinde ise daha güvenli sonuçlar veren Von Mises Stres değerlerinden yararlanılmıştır. Von Mises stres değerleri kırılabilir materyallerin streslerin dağılımı hakkında fikir verirken, oluşan streslerin türü hakkında ise herhangi bir bilgi vermemektedir.

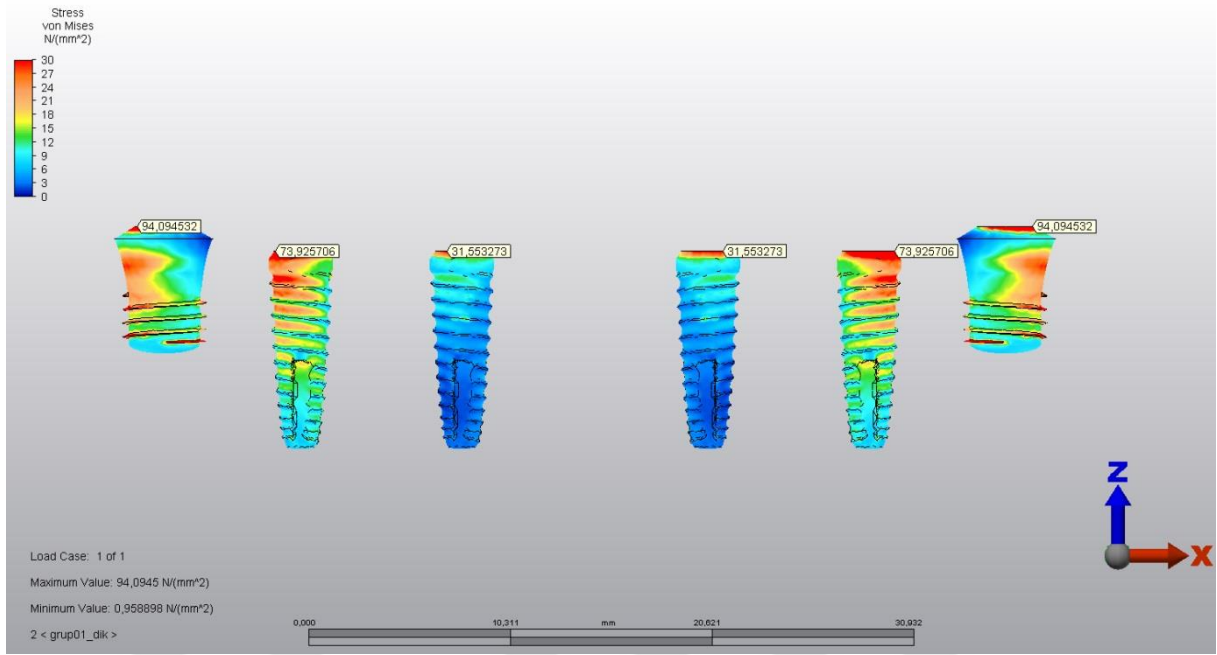
Bu çalışmada dental implantlar, subperiosteal implantlar uygulandıktan sonra 4-5-6 numaralı dişlere dikey olarak 150 N ve oblik olarak 30° açıyla 100 N kuvvet uygulanmıştır. Yapılan analizler ile mandibular alveolar kemikte oluşan gerilimler maksimum ve minimum principal stresler olarak, implantlarda ve metal alt yapıda oluşan gerilimler Von Mises stresleri olarak MPa (N/mm²) cinsinden ölçülmüştür. Analizde streslerin çok olduğu alanlar kırmızı renkte izlenirken, az olduğu alanlar ise mavi renkte görülmektedir.

4.1. VERTİKAL KUVVETLER

4-5-6 nolu dişlerin bukkal tüberküllerine dikey olarak 150 N kuvvet uygulanarak dental, subperiosteal implantlardaki ve metal alt yapıdaki oluşan Von Mises ile mandibular alveolar kemikteki maksimum ve minimum principal stres değerlerine bakılmıştır.

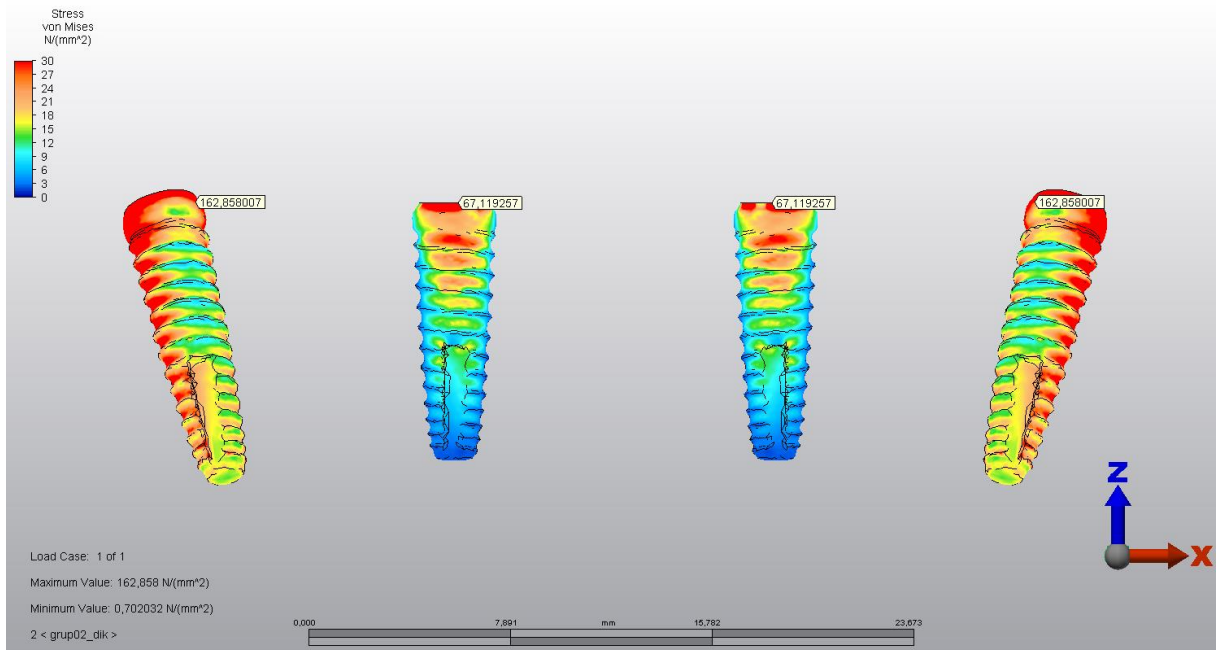
4.1.1. Vertikal Kuvvet Karşısında İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Vertikal yükleme sonucunda implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde, Grup 1'deki maksimum Von Mises stres değeri 94.094 MPa, Grup 2'deki maksimum Von Mises stres değeri 162.858 MPa, Grup 3'teki 105.357 MPa ve Grup 4'teki maksimum Von Mises stres değeri 138.231 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1-4.4), (Tablo 4.1).



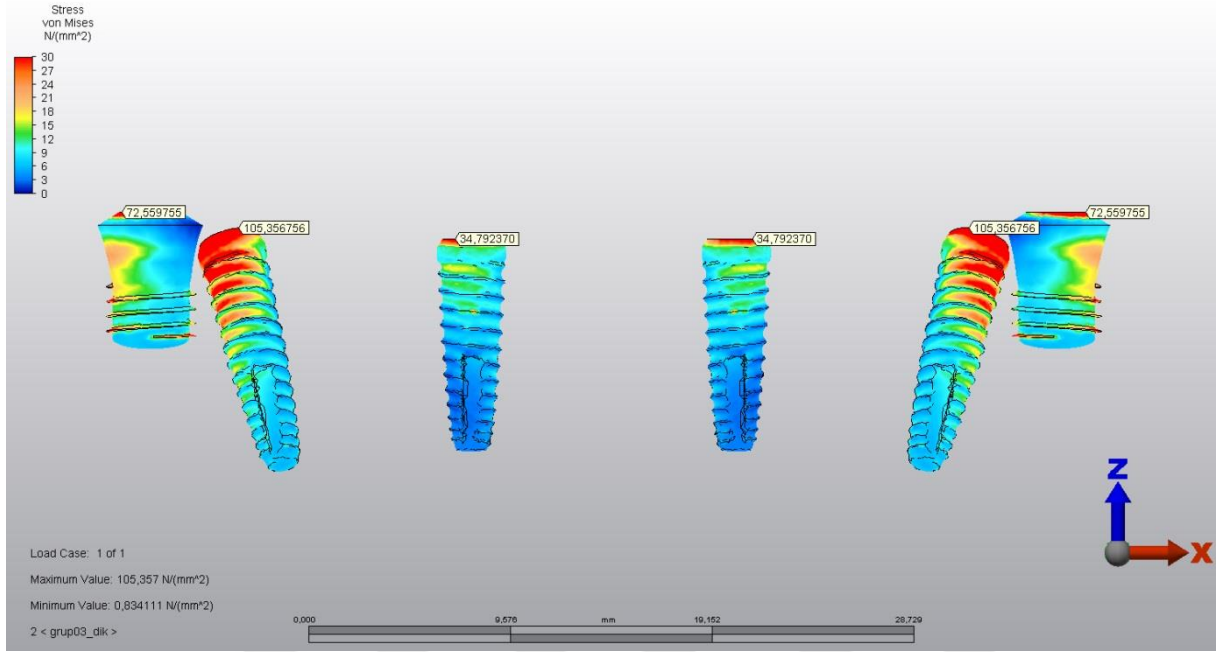
Şekil 4. 1. Vertikal Kuvvetler Karşısında Gup 1’de Oluşan Von Mises Stresleri

Vertikal kuvvetler karşısında grup 1’deki dental implantlarda biriken stresler incelendiğinde; 2 numaralı diş bölgesindeki implantta oluşan Von Mises stresi 31.553 MPa, 4 numaralı diş bölgesindeki implantta oluşan Von Mises stresi 73.925 MPa ve 6 numaralı diş bölgesindeki implantta oluşan Von Mises stresi ise 94.094 MPa olarak ölçülmüştür.



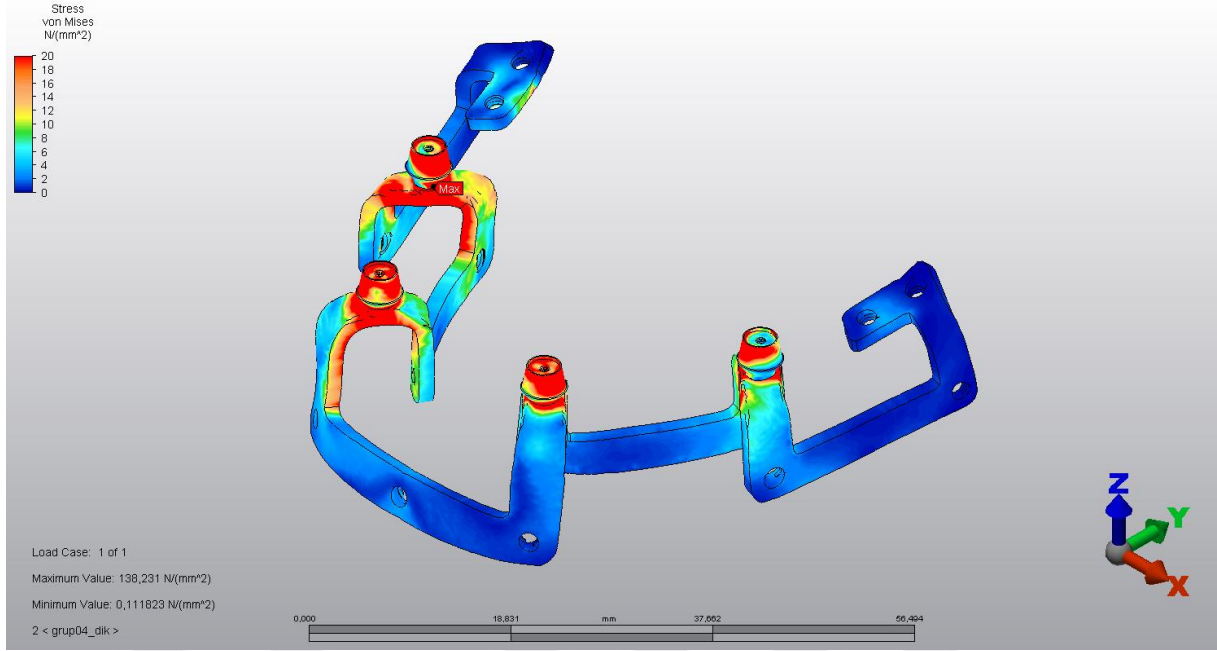
Şekil 4. 2. Vertikal Kuvvetler Karşısında Gup 2’de Oluşan Von Mises Stresleri

Vertikal kuvvetler karşısında grup 2'deki dental implantlarda biriken stresler incelendiğinde; 2 numaralı diş bölgesindeki implantta oluşan Von Mises stresi 67.119 MPa, 5 numaralı diş bölgesindeki implantta oluşan Von Mises stresi 162.858 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4. 3. Vertikal Kuvvetler Karşısında Grup 3'de Oluşan Von Mises Stresleri

Vertikal kuvvetler karşısında grup 3'deki dental implantlarda biriken stresler incelendiğinde; 2 numaralı diş bölgesindeki implantta oluşan Von Mises stresi 34.792 MPa, 5 numaralı diş bölgesindeki implantta oluşan Von Mises stresi 105.356 MPa ve 6 numaralı diş bölgesindeki implantta oluşan Von Mises stresi ise 72.559 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4. 4. Vertikal Kuvvetler Karşısında Gup 4’de Oluşan Von Mises Stresleri

Vertikal kuvvetler karşısında grup 4’deki subperiosteal implantta biriken stresler incelendiğinde; en yüksek Von Mises stres değeri 6 numaralı diş bölgesine denk gelen alanda 138.231 MPa olarak ölçüldü.

Oluşturulan modellerde gruplara ait implantların maksimum Von Mises değerleri tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.1)

Tablo 4. 1. Vertikal kuvvet karşısında Gruplara ait implantların max Von Mises stres değerleri

Modeller	Gruplara Ait İmplantların Max Von Mises Stres Değerleri
Grup 1	94.094
Grup 2	162.858
Grup 3	105.357
Grup 4	138.231

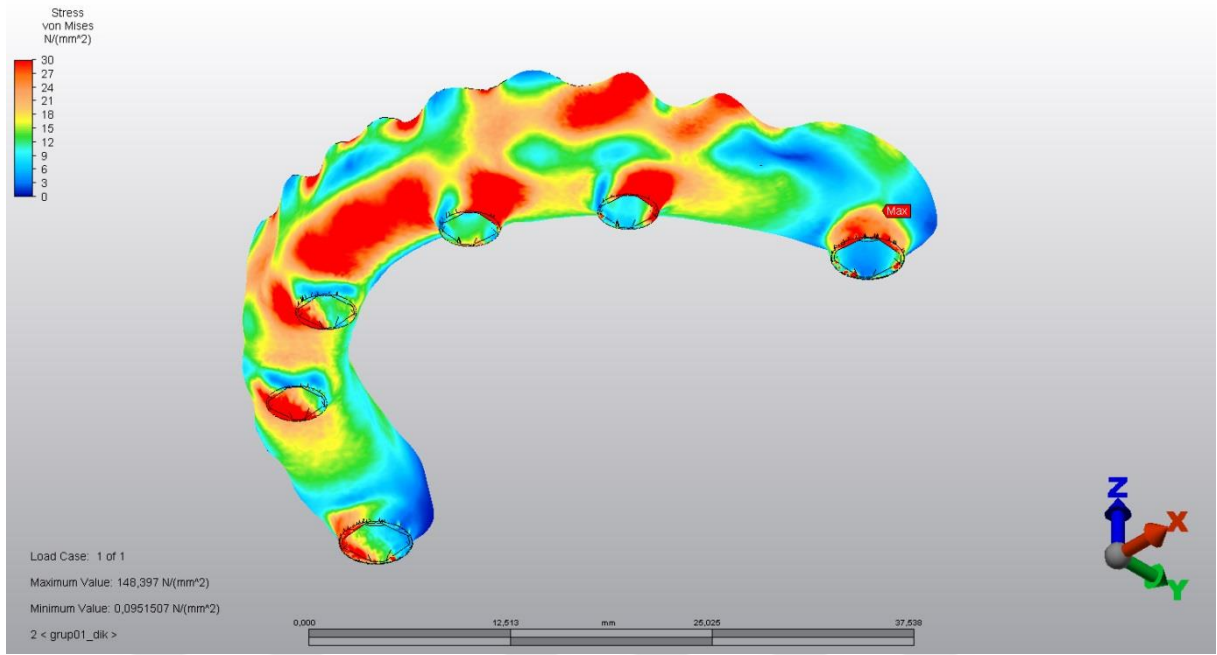
Farklı sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmamızda sistemler arası kıyaslama yapabilmek için her gruptaki implantların boyun bölgesinde oluşan max Von misses stres değeri alınarak inceleme yapılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre vertikal kuvvetler karşısında her gruptaki implantlarda meydana gelen maksimum Von Mises stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sıralandığında; Grup 2, Grup 4, Grup3 ve Grup 1 şeklinde olduğu görülmüştür.

Gruplardaki implantlar kendi aralarında değerlendirildiğinde ise distale gidildikçe implantların boyun bölgesinde biriken streslerin arttığı saptanmıştır.

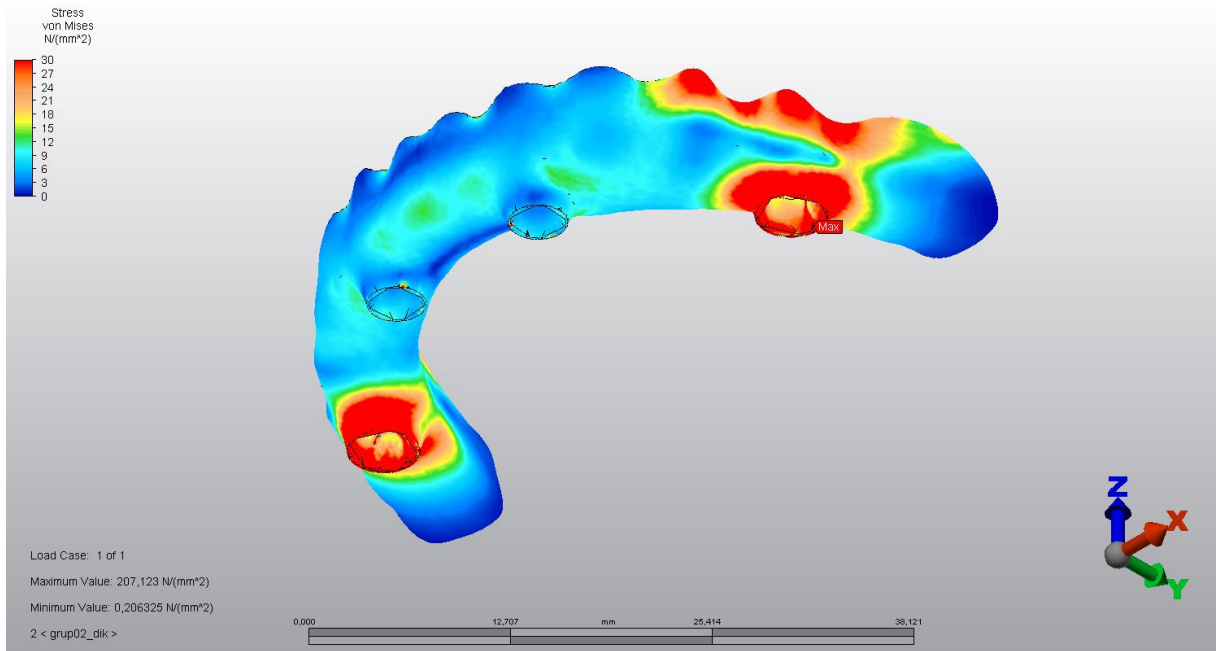
Bu sonuçlar değerlendirildiğinde; bütün gruplarda posterior bölgeye doğru gidildikçe artan çiğneme kuvvetlerinden dolayı implantların boyun bölgelerinde biriken streslerde artış olduğu görülmüştür. Tüm gruplarda, vertikal kuvvetler altında implantlarda oluşan stres değerleri yorumlandığında; en ideal planlamanın anterior ve posterior bölgede implantların dik olarak uygulandığı “All on six” grubunda yani grup 1’ de olduğu izlenmiştir. “All on four” tekniği ile uygulanan grup 2 planlamasında ise, açılı olarak yerleştirilen posteriordaki dar çaplı dental implantın boyun bölgesinde oluşan Von Mises stres değerinin (162.858 MPa) yükseldiğini, diğer 3 grubun planlamasına göre posterior bölgedeki bu değerin daha yüksek olması dar çaplı implantlar kullanılarak oluşturulan grup 2 nin ideal bir planlama olmadığını göstermektedir.

4.1.2. Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

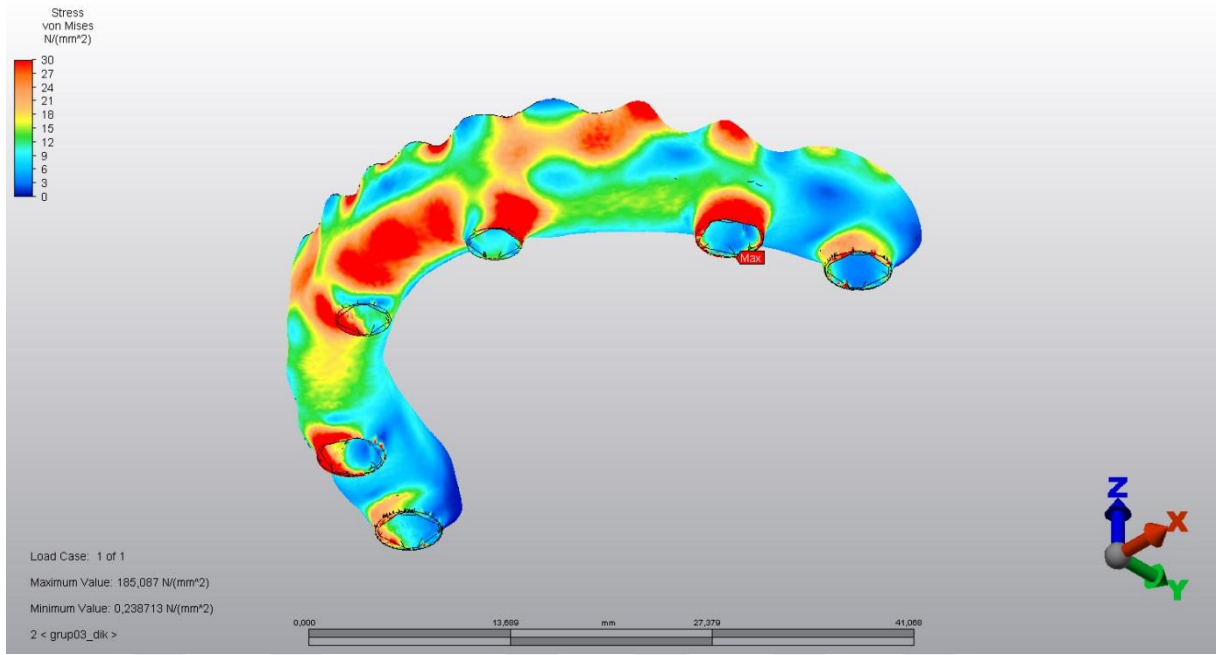
Yükleme sonucunda metal alt yapının Von Mises değerleri sırasıyla Grup 1’ de 148.397 MPa, Grup 2’ de 207.123 MPa, Grup 3’ te 185.087 MPa ve Grup 4’te ise 278.923 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4.5-4.8), (Tablo 4.2).



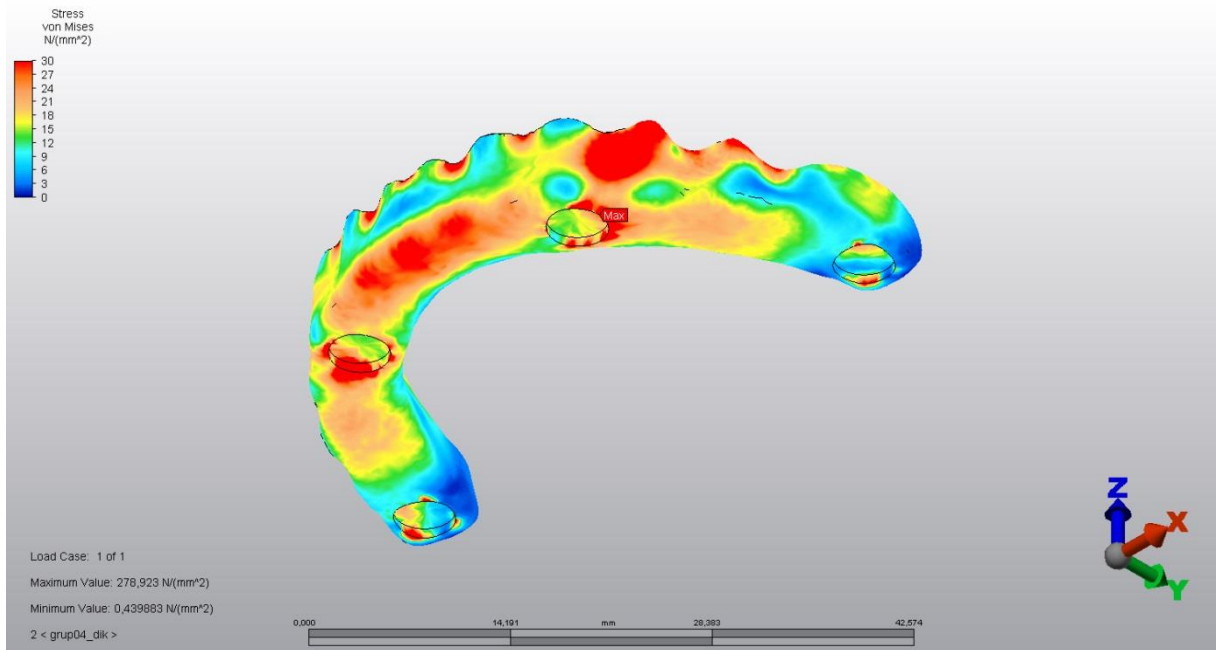
Şekil 4. 5. Grup 1’ de Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri



Şekil 4. 6. Grup 2’ de Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri



Şekil 4. 7. Grup 3’ de Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri



Şekil 4. 8. Grup 4’ de Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri

Oluşturulan modellerde metal alt yapıya ait Von Mises değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.2).

Tablo 4. 2. Vertikal Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapını Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

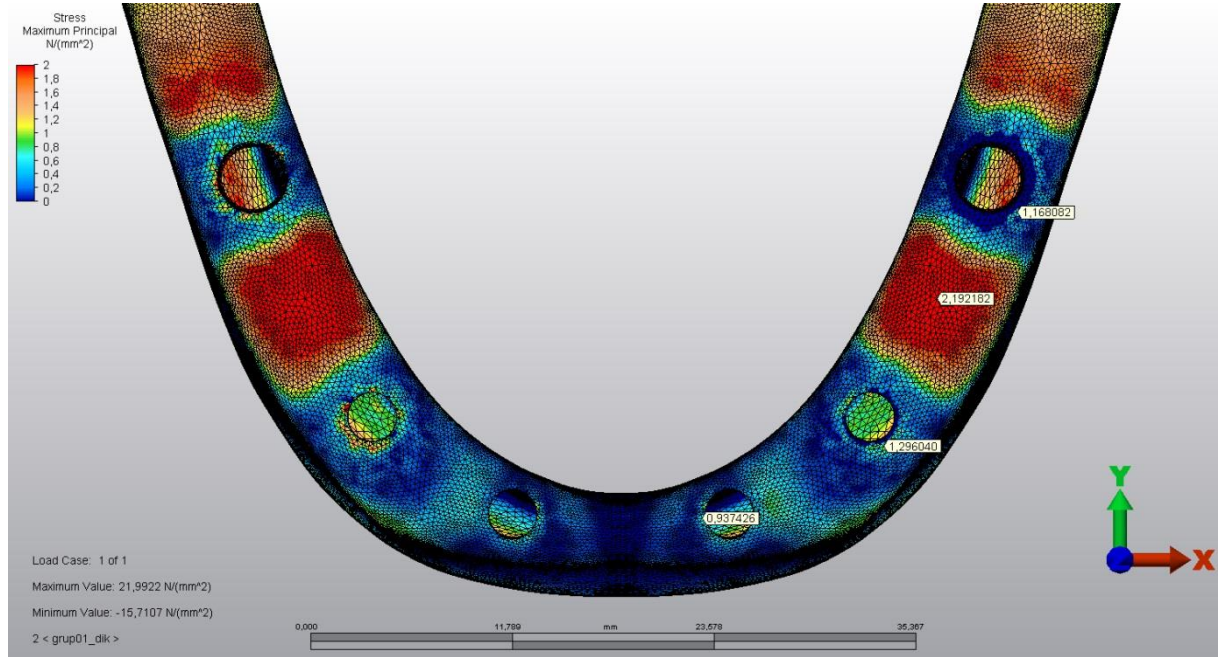
Modeller	Metal Alt Yapıya Ait Maksimum Von Mises Stres Değerleri
Grup 1	148.397
Grup 2	207.123
Grup 3	185.087
Grup 4	278.923

Çalışma sonuçlarına göre vertikal kuvvetler karşısında metal alt yapıda meydana gelen Von Mises stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla; grup 4, grup 2, grup 3 ve grup 1 şeklinde görülmüştür. Metal alt yapıda oluşan maksimum stres grup 2’de posteriora yoğunlaşırken, diğer gruplarda gelen streslerin metal altyapıda daha dengeli dağıldığı saptandı.

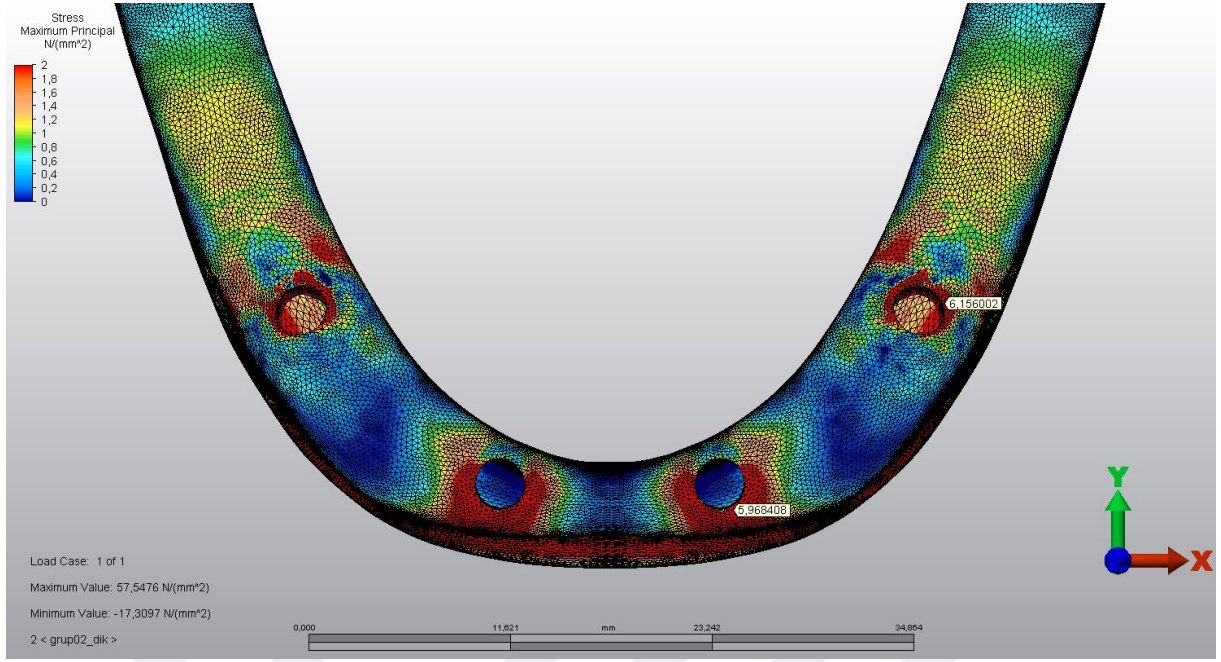
Bütün çalışma gruplarında vertikal kuvvetler altında metal alt yapıda oluşan stres değerleri yorumlandığında; gruplar arasında en ideal planlamanın anterior ve posterior bölgede implantların dik olarak uygulandığı “All on six”(anteriorde dar çaplı dental implant, posteriorde kısa implantların uygulandığı) grubunda yani grup 1’ de olduğu izlenmiştir. Grup 2’de (All-on-Four) ve grup 3’te (All on four’ a ilave olarak posterior bölgeye kısa implant uygulanan grup) oluşan stres değerinin yükseldiği ve birbirine yakın olduğu saptanmıştır. Grup 4’te uygulanan subperiosteal implantın metal üst yapısına gelen stresin genel olarak dengeli olduğu görülmesine rağmen stresin en yoğun olduğu alan anteriordaki çıkış postunun olduğu alanda yüksek olduğu görülmüştür. Ancak bütün gruplarda oluşan stresler fizyolojik sınırlar içerisinde yer alıyordu.

4.1.3. Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

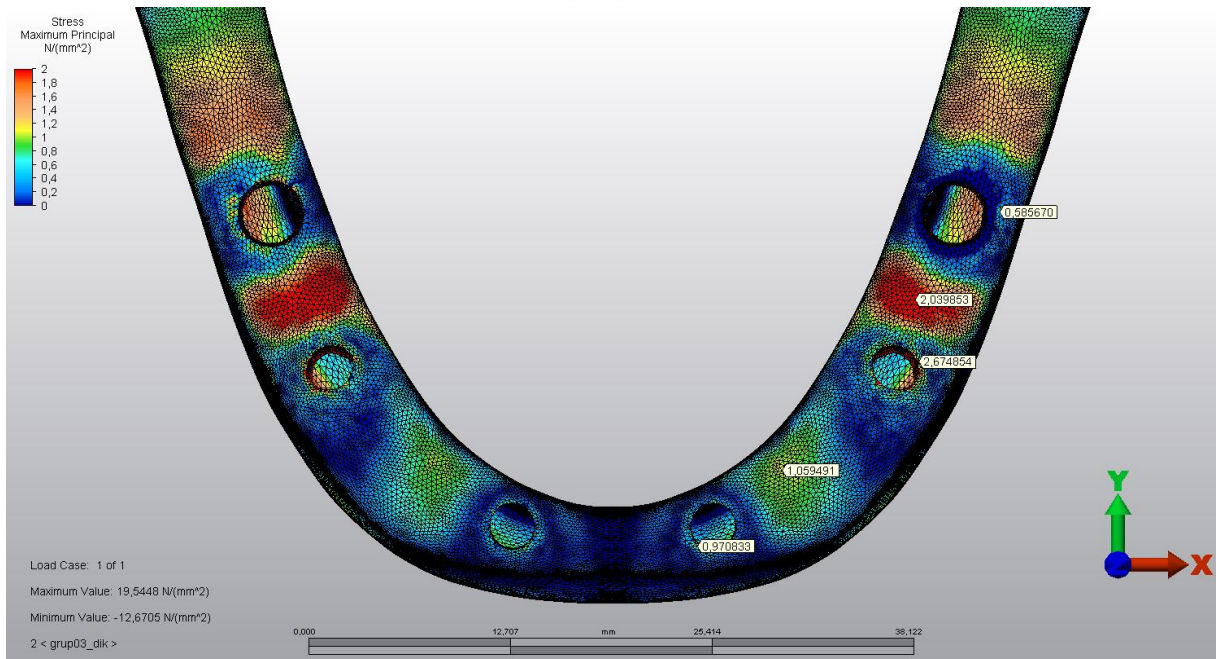
Yükleme sonucunda alveolar kemikte maksimum principal stres değerleri sırasıyla Grup 1’ de 21.992 MPa, Grup 2’de 57.547 MPa, Grup 3’te 19.544 MPa ve Grup 4’te ise 9.964 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4.9-4.12), (Tablo 4.3).



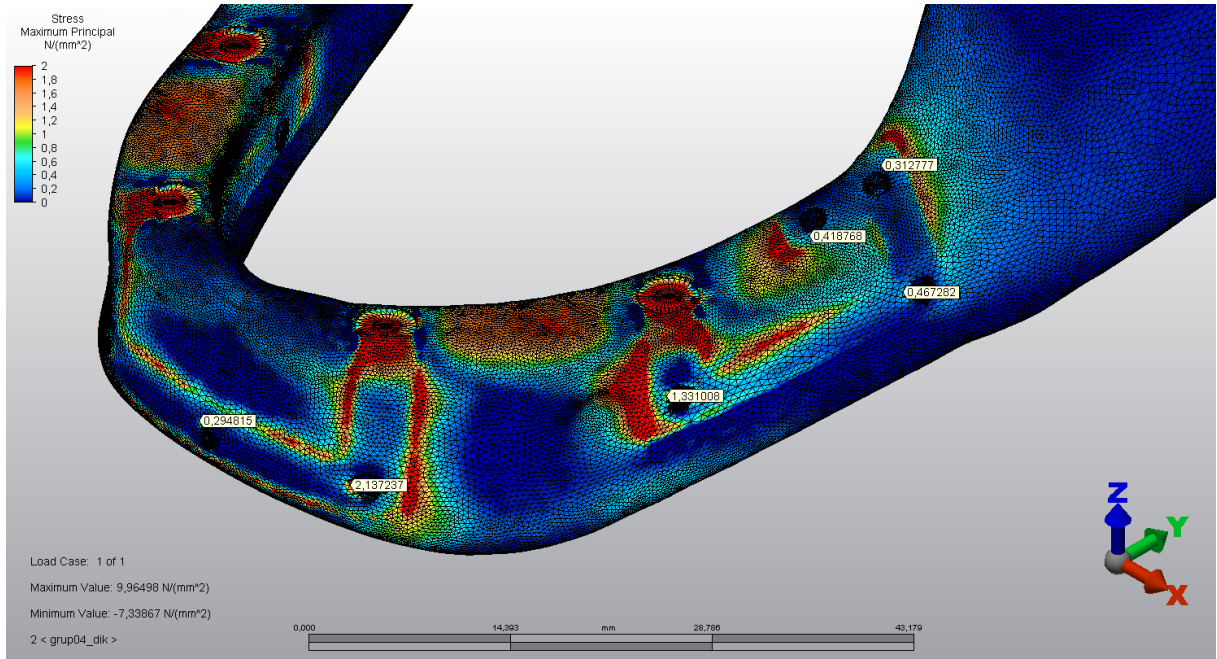
Şekil 4. 9. Grup 1’ de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri



Şekil 4. 10. Grup 2' de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri



Şekil 4. 11. Grup 3' Te Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri



Şekil 4. 12. Grup 4’te Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri

Oluşturulan modellerde alveolar kemiğe ait maksimum principal stres değerleri tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.3).

Tablo 4. 3. Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Stres Değerlerine Ait Bulgular

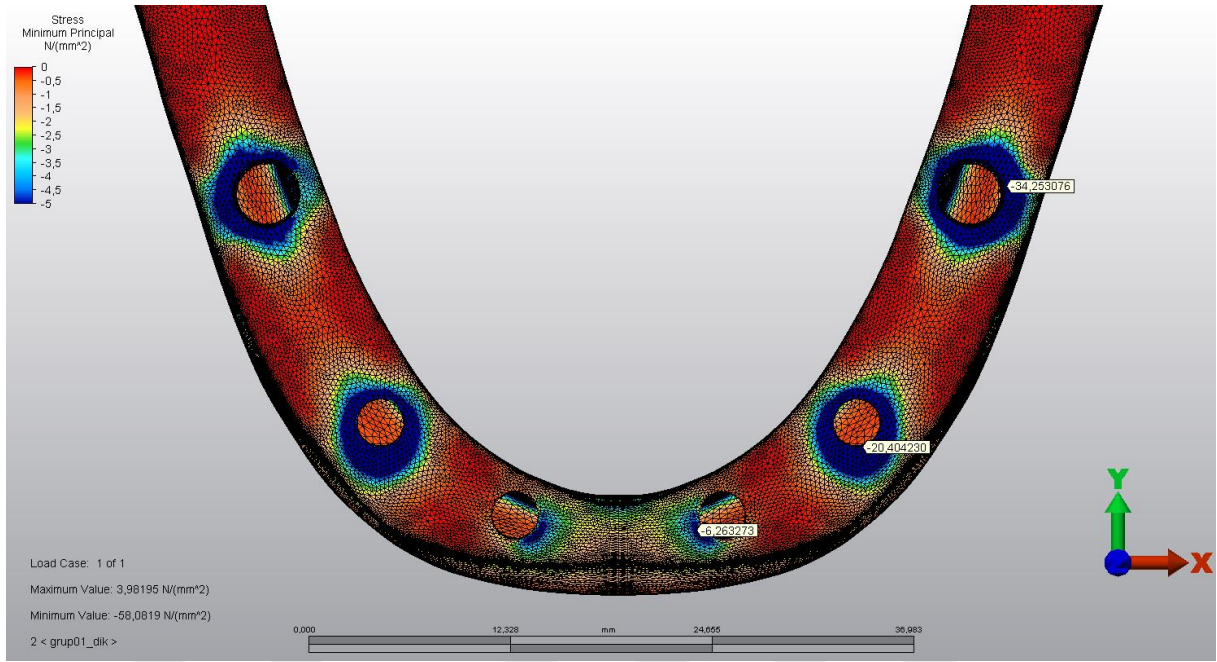
Modeller	Alveolar Kemiğe Ait Maksimum Principal Stres Değerleri
Grup 1	21.992
Grup 2	57.547
Grup 3	19,544
Grup 4	9.964

Çalışmamızın sonuçlarına göre vertikal kuvvet karşısında alveolar kemikte meydana gelen maksimum stres değerleri, en yüksekte en düşüğe doğru sırasıyla; grup 2, grup 1, grup 3 ve grup 4 şeklinde görülmüştür. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde; stresin daha çok grup 1’de 4 ve 6 nolu implantların arasında kalan alveol kemiğinde yoğunlaştığı, grup 2’de anteriordaki dental implantların çevresinde ve alveol kemiğinin bukkalinde yoğunlaştığı grup 3’te 5 ve 6 nolu implantların arasında kalan alveol kemiğinin kret tepesinde yoğunlaştığı saptandı, grup 4’te ise streslerin daha dengeli dağıldığı saptanmıştır. Grup 4’te çıkan stresin grup 1’e, grup 2’ye ve grup 3’e göre oldukça düşük olduğu görüldü.

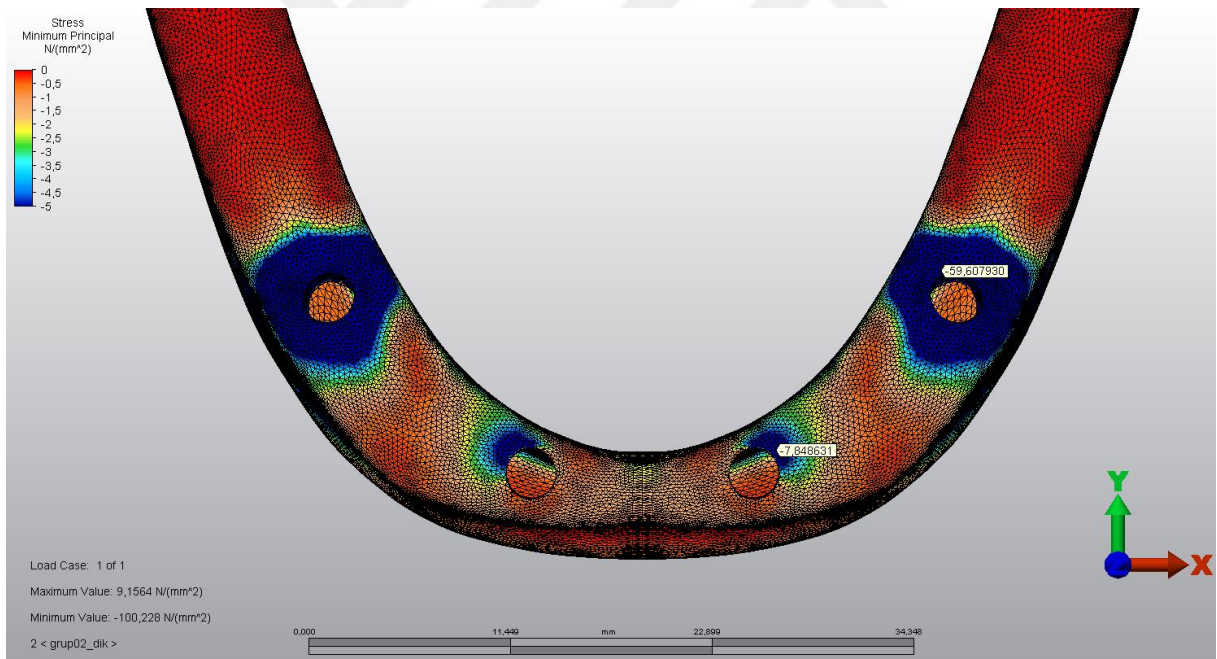
Tüm gruplara uygulanan vertikal kuvvetlerin alveolar kemikte oluşturduğu maksimum principal stres değerleri yorumlandığında; en ideal planlamanın subperiosteal implant uygulanan grup 4 olduğu görülmüştür. “All-on-four”(dar çaplı implantlar kullanılarak oluşturulan grup) uygulanan grup 2’de ise, maksimum principal stres değerinin diğer gruplara göre daha yüksek olduğu, bu planlamanın ileriki yıllarda implant etrafındaki kemik rezorpsiyonu ihtimalini artıracakı düşünülmektedir. Grup 4’te uyguladığımız subperiosteal implantın, mandibular kemik üzerinde daha geniş bir alanda stabilizasyonu sağlandığından dolayı alveolar kemikte oluşan stresin daha dengeli dağıtıldığı ve daha az olduğu şeklinde yorumlayabiliriz.

4.1.4. Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

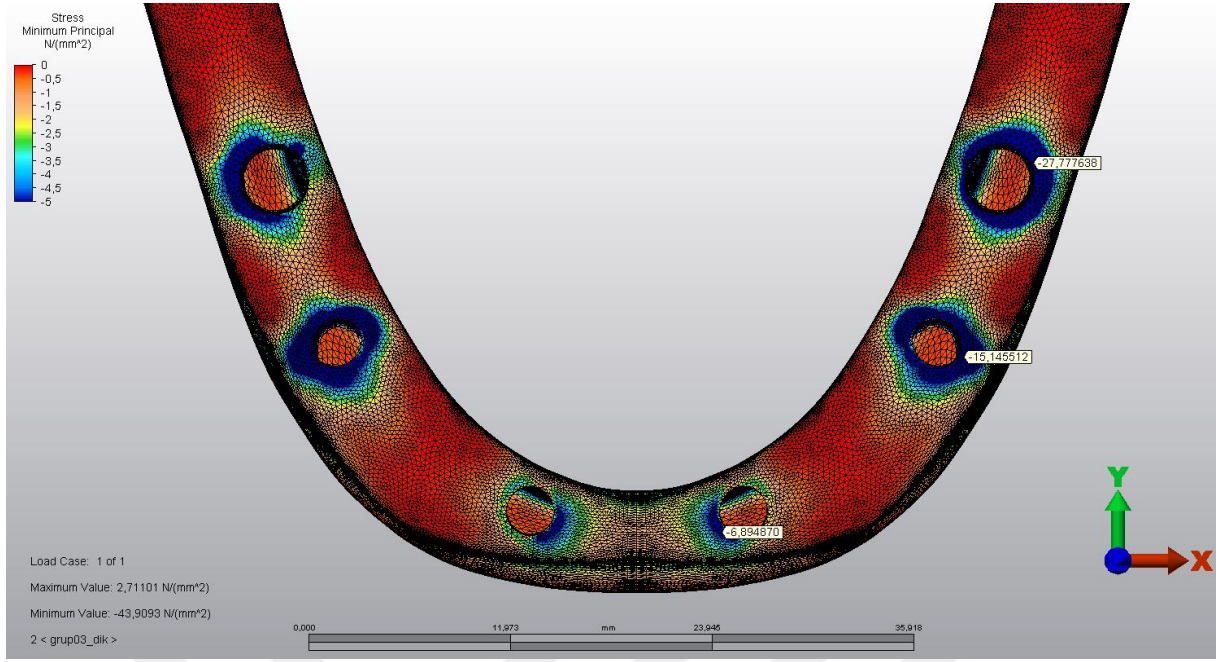
Yükleme sonucunda alveolar kemikte minimum principal stres değerleri sırasıyla Grup 1’ de 58.081 MPa, Grup 2’de 100.228 MPa, Grup 3’te 43.909 MPa ve Grup 4’te ise 31.958 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4.13-4.16), (Tablo 4.4).



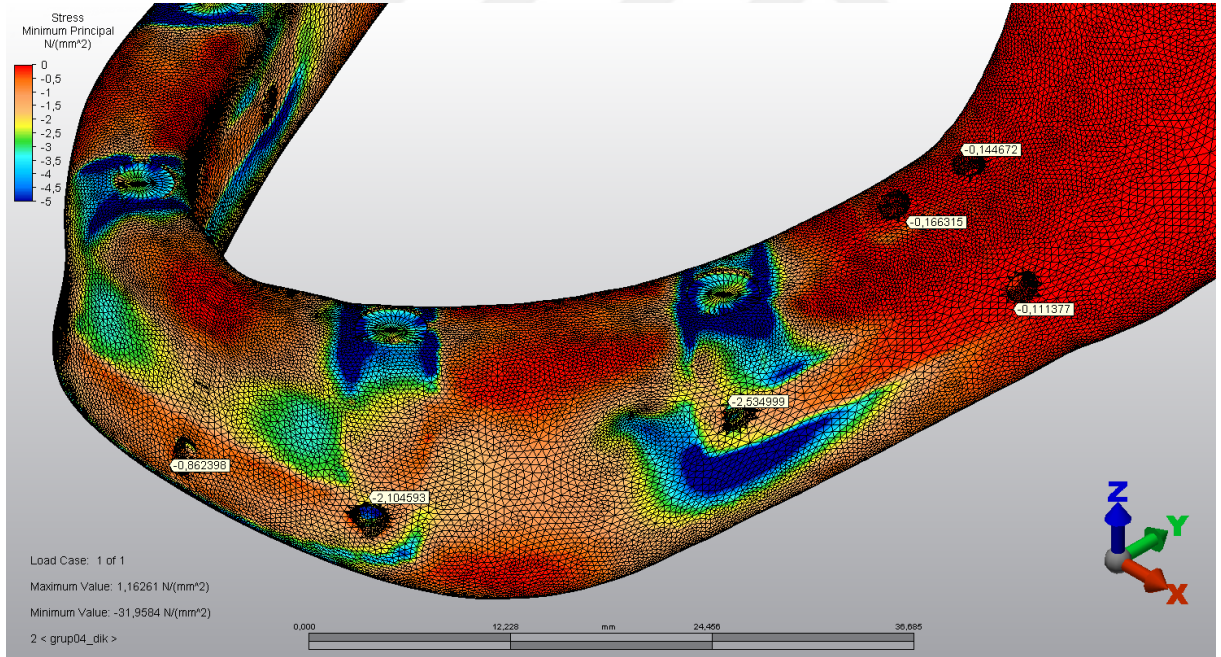
Şekil 4. 13. Grup 1’ de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değeri



Şekil 4. 14. Grup 2’ de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değeri



Şekil 4. 15. Grup 3’ de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değeri



Şekil 4. 16. Grup 4’ de Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değeri

Elde edilen modellerde alveolar kemiğe ait minimum principal stres değerleri tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.4).

Tablo 4. 4. Vertikal Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Stres Değerlerine Ait Bulgular

Modeller	Alveolar Kemiğe Ait Minimum Principal Stres Değerleri
Grup 1	58.081
Grup 2	100.228
Grup 3	43.909
Grup 4	31.958

Çalışmamızın sonuçlarına göre vertikal kuvvet karşısında alveolar kemikte meydana gelen minimum stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla; grup 2, grup 1, grup 3 ve grup 4 şeklinde görülmüştür. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde; stresin daha çok grup 1’de 4 ve 6 nolu implantların etrafındaki alveol kemiğinde yoğunlaştığı, grup 2’de posteriordaki dental implantların çevresinde yoğunlaştığı grup 3’te 5 ve 6 nolu implantların çevresindeki alveol kemiğininde yoğunlaştığı saptandı, grup 4’te ise streslerin daha dengeli dağıldığı saptanmıştır. Grup 4’te çıkan stresin grup 1’e, grup 2’ye ve grup 3’e göre oldukça düşük olduğu görüldü.

Tablo 4. 5. Vertikal Kuvvet Karşısında Elde Edilen Stres Değerleri

Modeller	Gruplara Ait İmplantların Max Von Mises Stres Değerleri	Metal Alt Yapıya Ait Max Von Mises Stres Değerleri	Alveolar Kemiğe Ait Maksimum Principal Stres Değerleri	Alveolar Kemiğe Ait Minimum Principal Stres Değerleri
Grup 1	94.094	148.397	21.992	58.081
Grup 2	162.858	207.123	57.547	100.228
Grup 3	105.357	185.087	19.544	43.909
Grup 4	138.231	278.923	9.964	31.958

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar; ileri derecede atrofik dişsiz mandibula rehabilitasyonunda dental implantlar, ve subperiosteal implantlar ile yapılacak olan implant destekli restorasyonlarda planlamaların oldukça önemli olduğunu ve ideal tedavi seçeneğine karar verirken mandibular alveolar kemikte, metal alt yapıda, dental ve subperiosteal implantlarda oluşan stres değerlerine dikkat edilmesi gerektiğini göstermektedir.

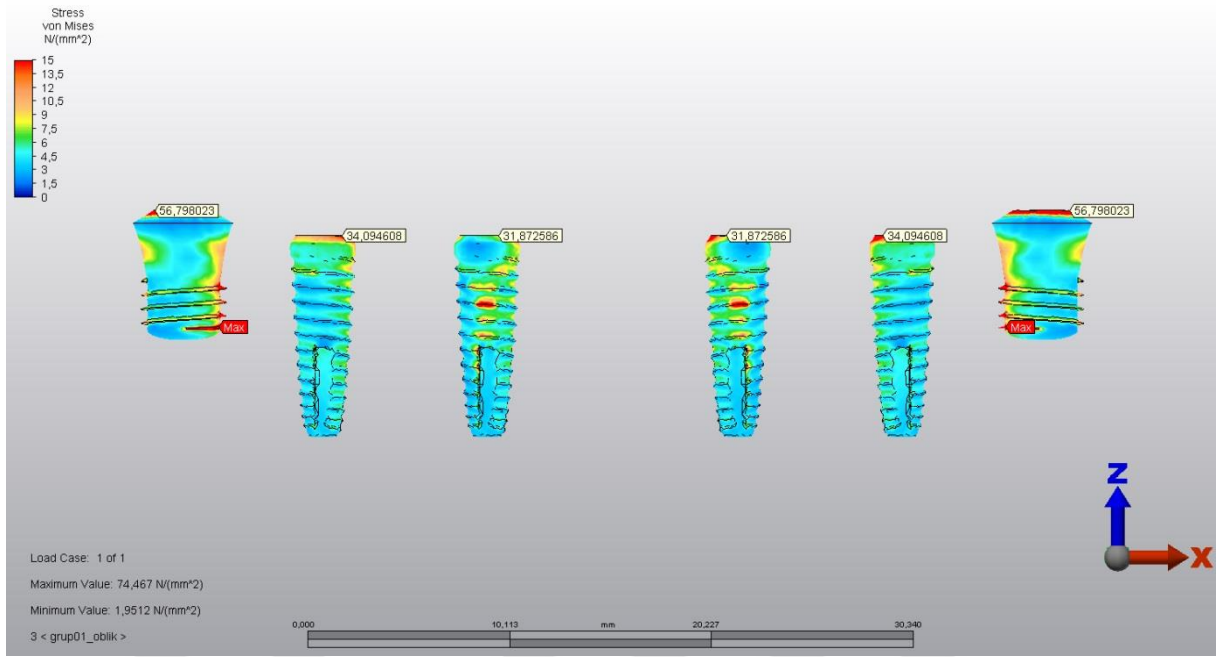
Farklı sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmamızda, dikey kuvvetler karşısında alveolar kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerleri en az subperiosteal implant uygulanan grup 4'te görülmüştür. Grup 4'te uygulanan subperiosteal implantın , mandibular kemik tarafından daha geniş bir alanda stabilizasyonu sağlandığından dolayı, vertikal kuvvetler karşısında alveolar kemikte oluşan maksimum ile minimum principal streslerin daha dengeli dağıtıldığı ve daha az olduğu şeklinde yorumlayabiliriz. Dar çaplı implantalar kullanılarak “All-on-Four” uygulanan grup 2’de ise, implantların boyun bölgesinde meydana gelen max Von Mises streslerin, alveolar kemikte oluşan maksimum ve minimum principal streslerin diğer gruplara göre daha fazla olmasından dolayı, ileriki dönemlerde kemikte rezorpsiyonun görülme ihtimalini arttıracığı düşünülmektedir.

4.2. OBLİK KUVVETLER

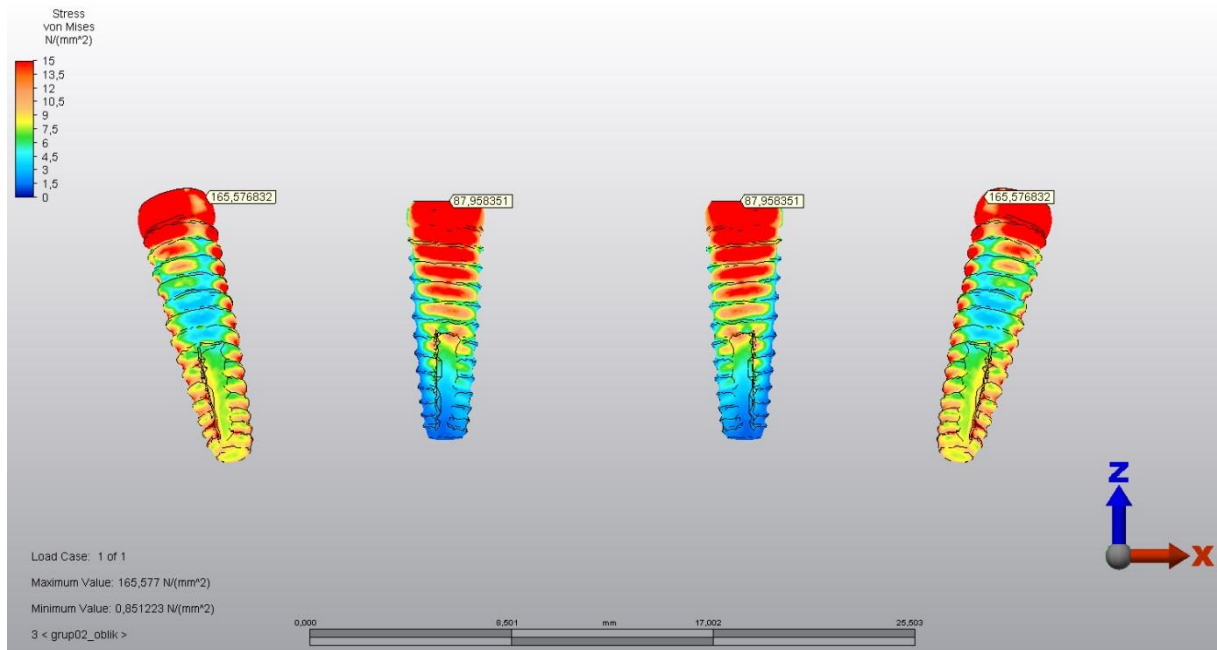
4-5-6 nolu dişlerin bukkal tüberküllerine 30° açıyla oblik olarak 100 N kuvvet uygulanarak dental ve subperiosteal implantlardaki ve metal alt yapıdaki Von Mises stres değerleri ile mandibular alveolar kemikteki maksimum ve minimum stres değerlerine bakılmıştır.

4.2.1. Oblik Kuvvet Karşısında İmplantların Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

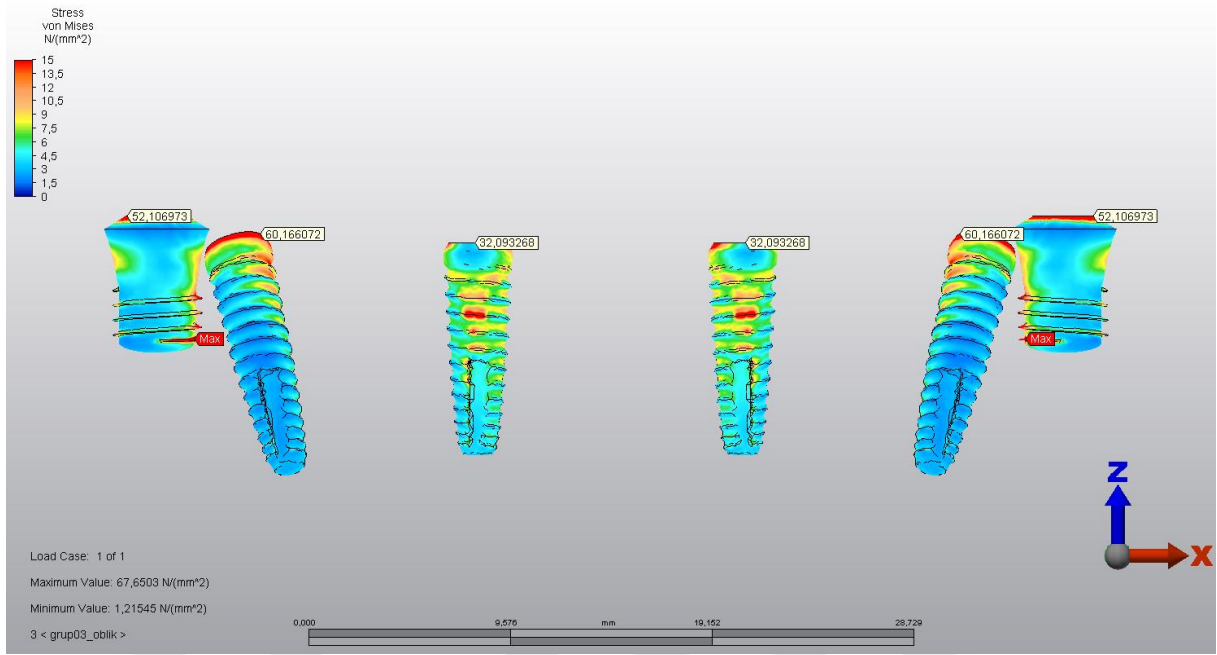
Yükleme sonucunda gruplara ait implantların boyun bölgesinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri sırasıyla Grup 1’de 74.467 MPa, Grup 2’de 165.577 MPa, Grup 3’te 67.650 MPa ve Grup 4’te ise 90.786 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4.17-4.20), (Tablo 4.6).



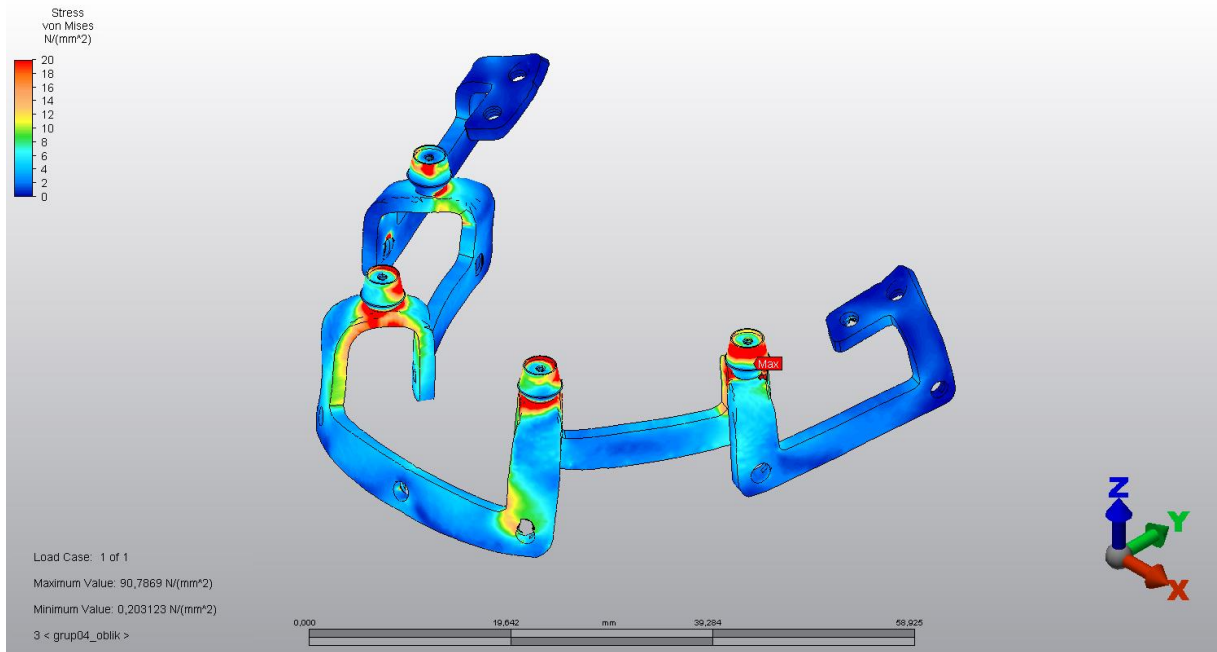
Şekil 4. 17. Grup 1’de Oblik Kuvvet Karşısında Dental İmplantlarının Von Mises Stres Değeri



Şekil 4. 18. Grup 2’de Oblik Kuvvet Karşısında Dental İmplantlarının Von Mises Stres Değeri



Şekil 4. 19. Grup 3' de Oblik Kuvvet Karşısında Dental İmplantlarının Von Mises Stres Değeri



Şekil 4. 20. Grup 4' de Oblik Kuvvet Karşısında Dental İmplantlarının Von Mises Stres Değeri

Oluşturulan modellerde gruplara ait implantların maksimum Von Mises değerleri tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.6.).

Tablo 4. 6. Oblik Kuvvet Karşısında Gruplara Ait İmplantların Max Von Mises Stres Değerleri

Modeller	Gruplara Ait İmplantların Max Von Mises Stres Değerleri
Grup 1	74.467
Grup 2	165.577
Grup 3	67.650
Grup 4	90.786

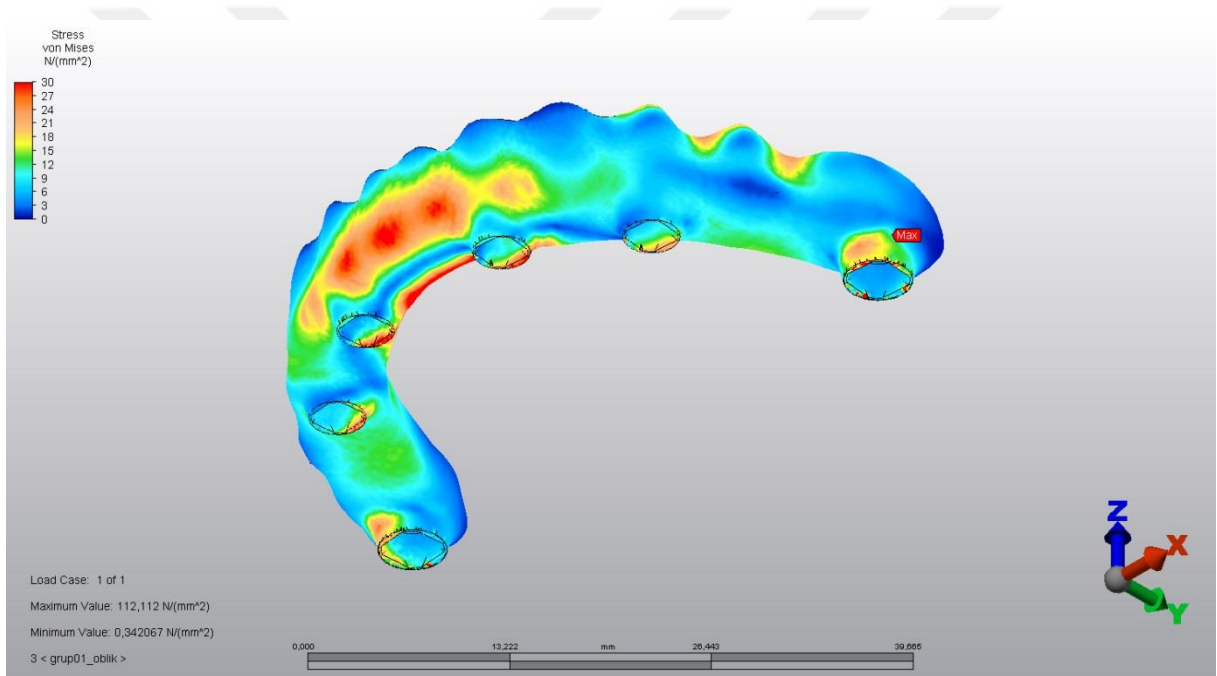
Farklı sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmamızda sistemler arası kıyaslama yapabilmek amacıyla her gruptaki implantlarda boyun bölgesinde oluşan max Von misses stresi alınarak değerlendirme yapılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre oblik kuvvetler karşısında her gruptaki implantlarda meydana gelen maksimum Von Mises stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sıralandığında; grup 2, grup 4, grup 1ve grup 3 şeklinde olduğu görülmüştür. En düşük stres değeri (31.872 MPa) grup 1'in anterior implantlarının olduğu bölgede görülürken, en yüksek stres değeri(165.576 MPa) ise grup 2'nin 30° açıyla 2.premolar bölgesine yerleştirilen implantta olduğu saptanmıştır.

Grupların tamamında posteriora doğru gidildikçe implantlar üzerindeki stres miktarında artış olduğu görülmüştür. En yüksek stresin grup 2'nin posteriordaki implantında, en düşük stresin ise grup 1'in anterior implantında olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde; tüm gruplarda posteriora doğru gidildikçe çiğneme kuvvetlerinin artmasıyla birlikte implantların boyun bölgelerinde biriken streslerde artış olduğu görülmüştür. Tüm gruplarda, oblik kuvvetler altında implantlarda oluşan stres değerlerine göre yorumlandığında; en ideal planlamanın “All on four” uygulanan gruba ilave olarak posteriorda kısa implantların kullanıldığı Grup 3 olduğu görülürken , posteriordaki implantta

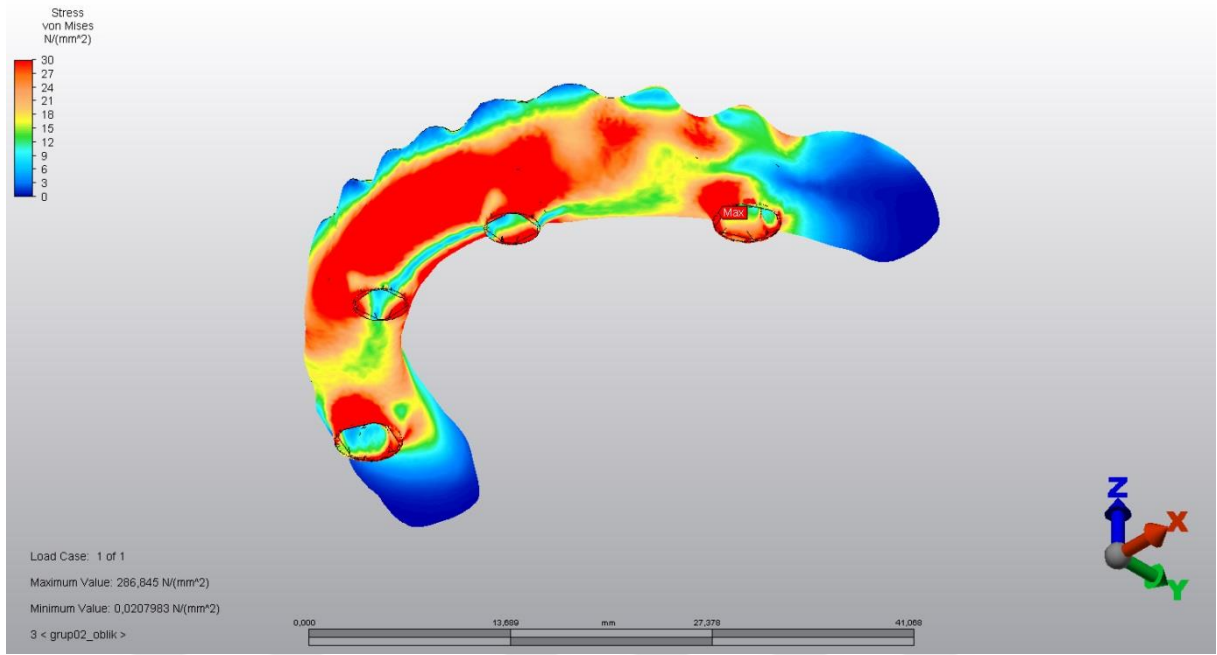
Von Mises stres değeri (165,577 MPa) yükseldiği grup 2' nin diğer planlamalara göre ideal bir planlama olmadığı görülmektedir.

4.2.2. Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

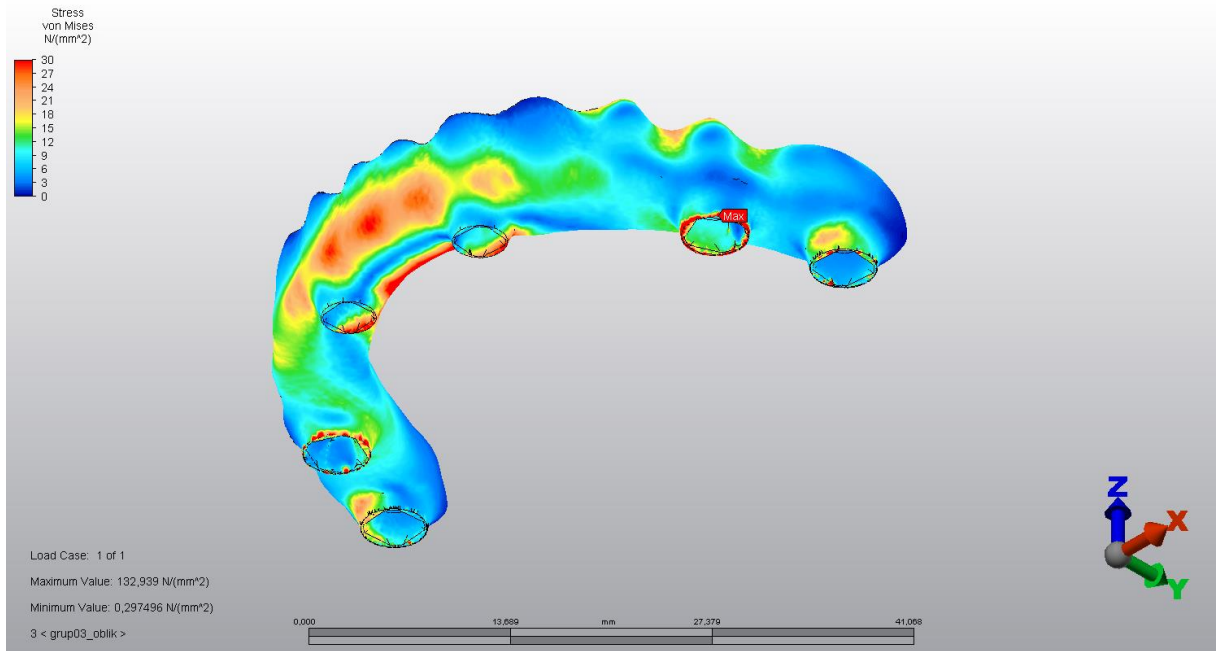
Yükleme sonucunda metal alt yapının Maksimum Von Mises stres değerleri sırasıyla Grup 1'de 112.112 MPa, Grup 2'de 286.845 MPa, Grup 3'te 132.939 MPa ve Grup 4'te ise 175.182 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4.21-4.24), (Tablo 4.7).



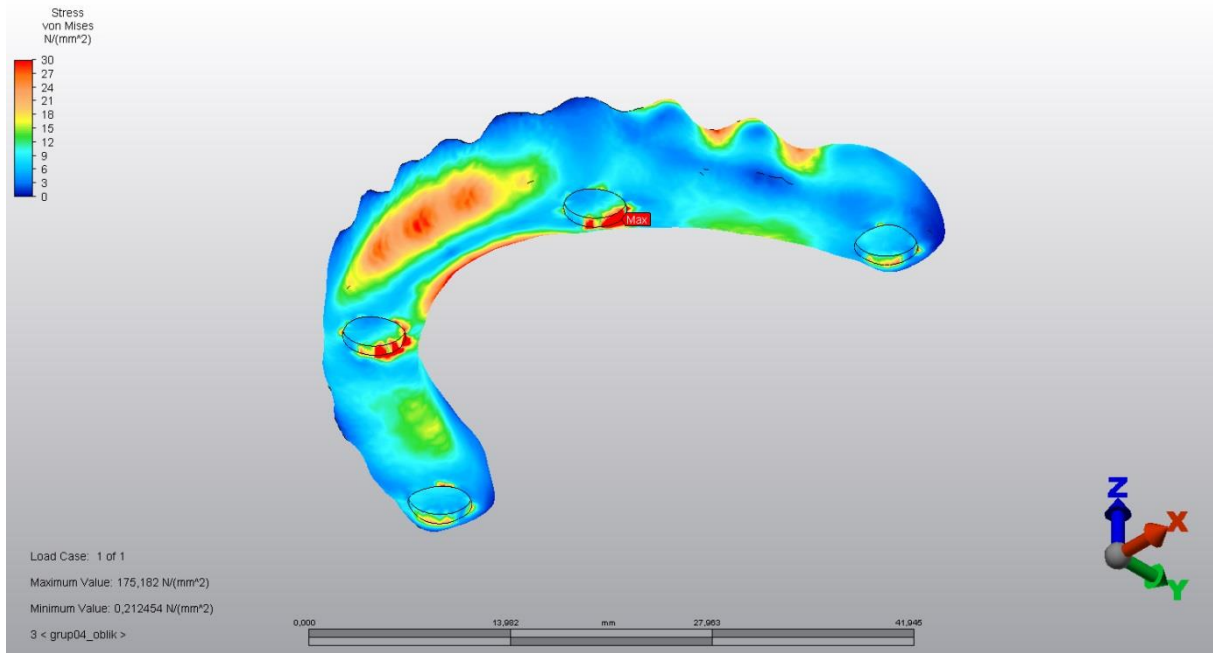
Şekil 4. 21. Grup 1' de Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri



Şekil 4. 22. Grup 2’ de Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri



Şekil 4. 23. Grup 3’ de Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri



Şekil 4. 24. Grup 4’ de Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapının Von Mises Stres Değeri

Oluşturulan modellerde metal alt yapıya ait Von Mises değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.7).

Tablo 4. 7. Oblik Kuvvet Karşısında Metal Alt Yapını Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

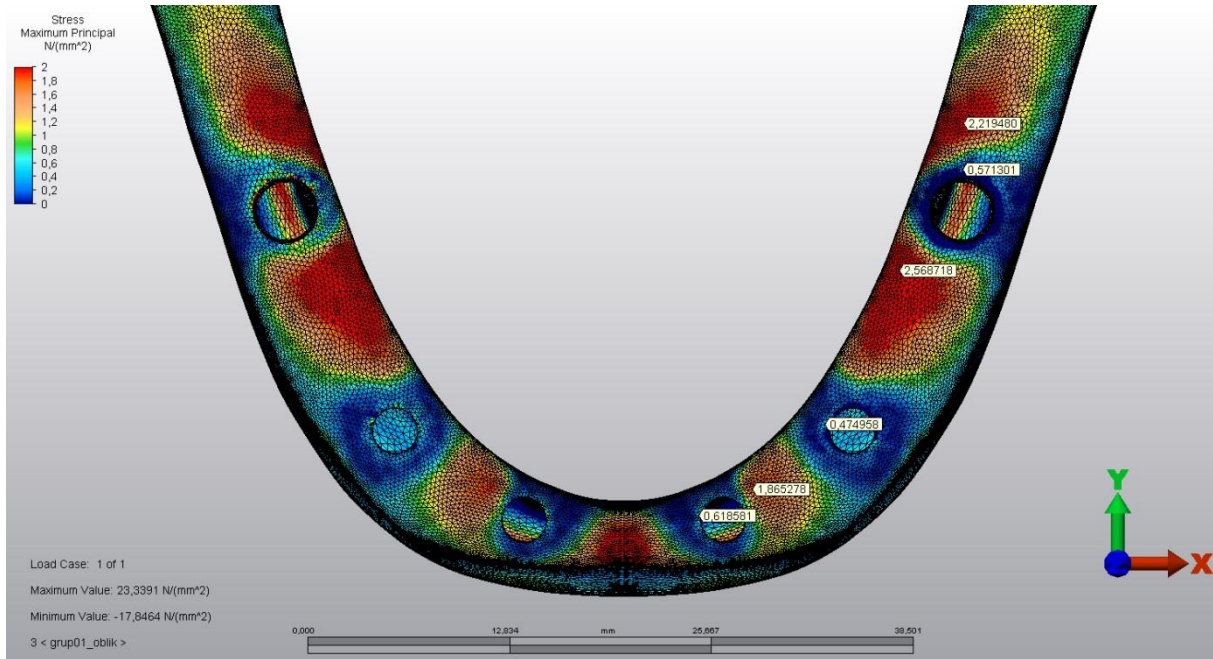
Modeller	Metal Alt Yapıya Ait Maksimum Von Mises Stres Değerleri
Grup 1	112.112
Grup 2	286.845
Grup 3	132.939
Grup 4	175.182

Çalışma sonuçlarına göre oblik kuvvetler karşısında metal alt yapıda meydana gelen Von Mises stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla; grup 2, grup 4, grup 3 ve grup 1 şeklinde görülmüştür. Metal alt yapıda oluşan maksimum stres grup 1’te, grup 3’te ve grup 4 anteriorda yoğunlaşırken, grup 2’de ise hem anterior hem de posteriorda görülmüştür.

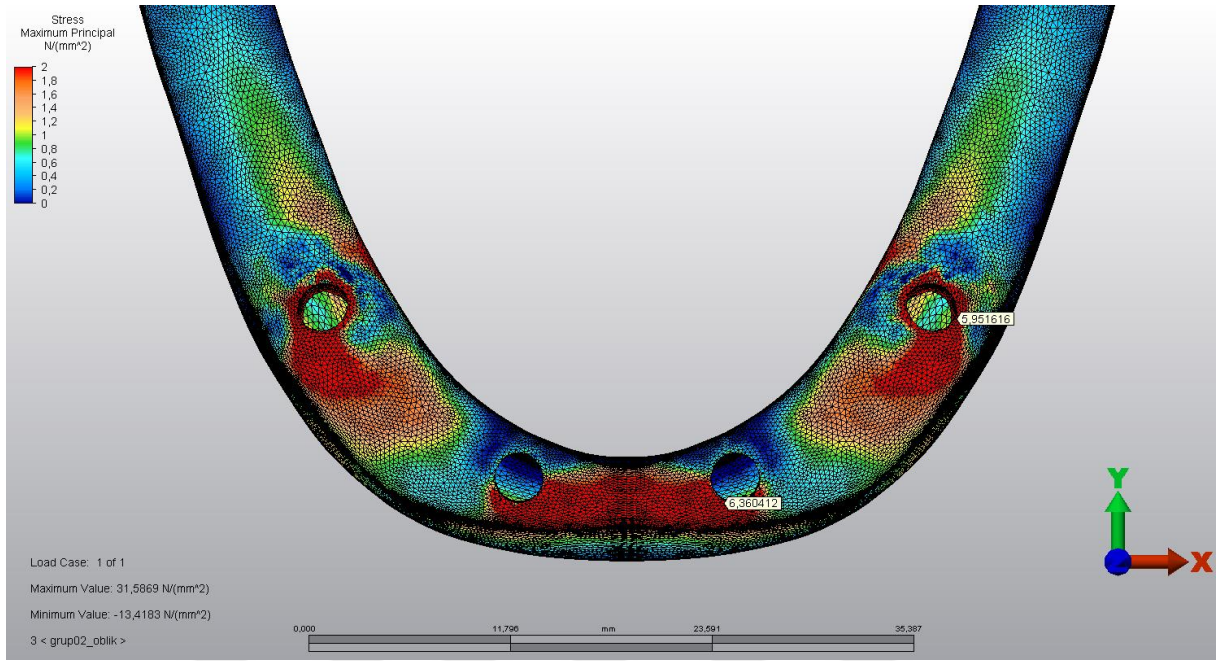
Tüm gruplarda oblik kuvvetler altında metal alt yapıda oluşan stres değerlerine göre yorumlandığında; en ideal planlamanın bütün implantların dik uygulandığı ve posteriorda kısa implantların kullanıldığı Grup 1’de olduğu görülmüştür. Dar çaplı implantlar kullanılarak “All-on-Four” uygulanan grup 2’de stres değerinin yükseldiği saptanmış olup, ideal bir planlama olmadığı göstermektedir.

4.2.3.Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

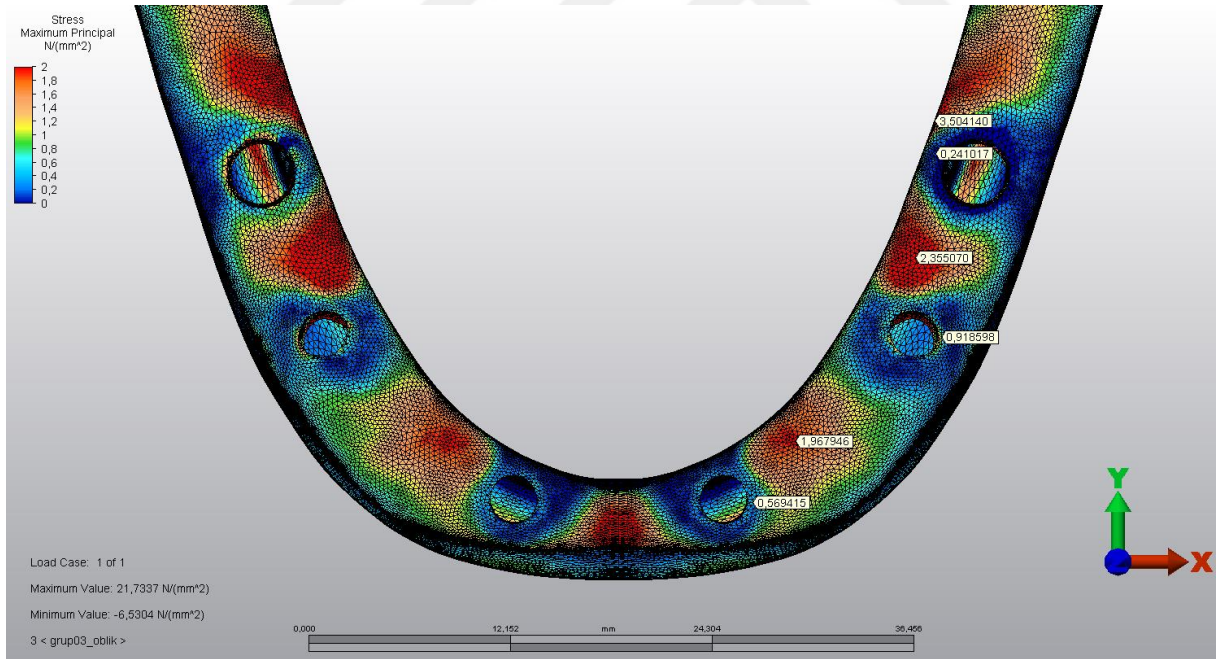
Yükleme sonucunda alveolar kemikte Maksimum Principal Stres değerleri sırasıyla Grup 1’ de 23.339 MPa, Grup 2’de 31.586 MPa, Grup 3’te 21.733 MPa ve Grup 4’te ise 14.582 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4.25-4.28), (Tablo 4.8).



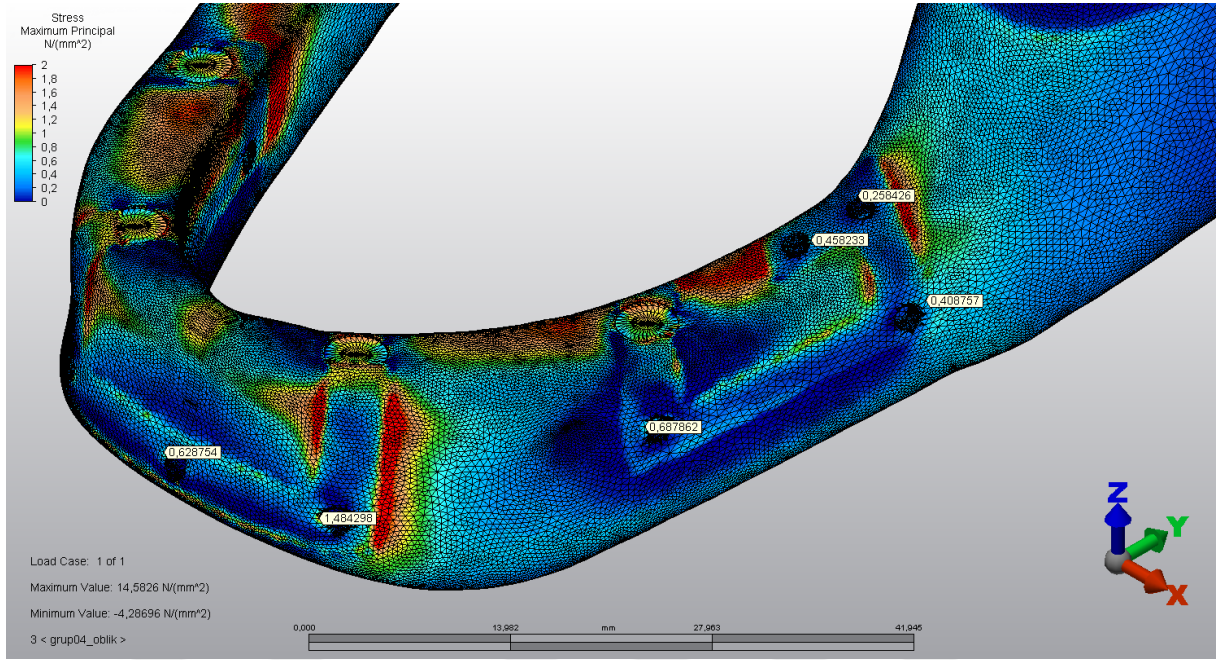
Şekil 4. 25. Grup 1’ de Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri



Şekil 4. 26. Grup 2' de Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri



Şekil 4. 27. Grup 3' te Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri



Şekil 4. 28. Grup 4’ te Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Principal Stres Değeri

Oluşturulan modellerde alveolar kemiğe ait maksimum principal stres değerleri tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.8).

Tablo 4. 8. Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Maksimum Stres Değerlerine Ait Bulgular

Modeller	Alveolar Kemiğe Ait Maksimum Principal Stres Değerleri
Grup 1	23.339
Grup 2	31.586
Grup 3	21.733
Grup 4	14.582

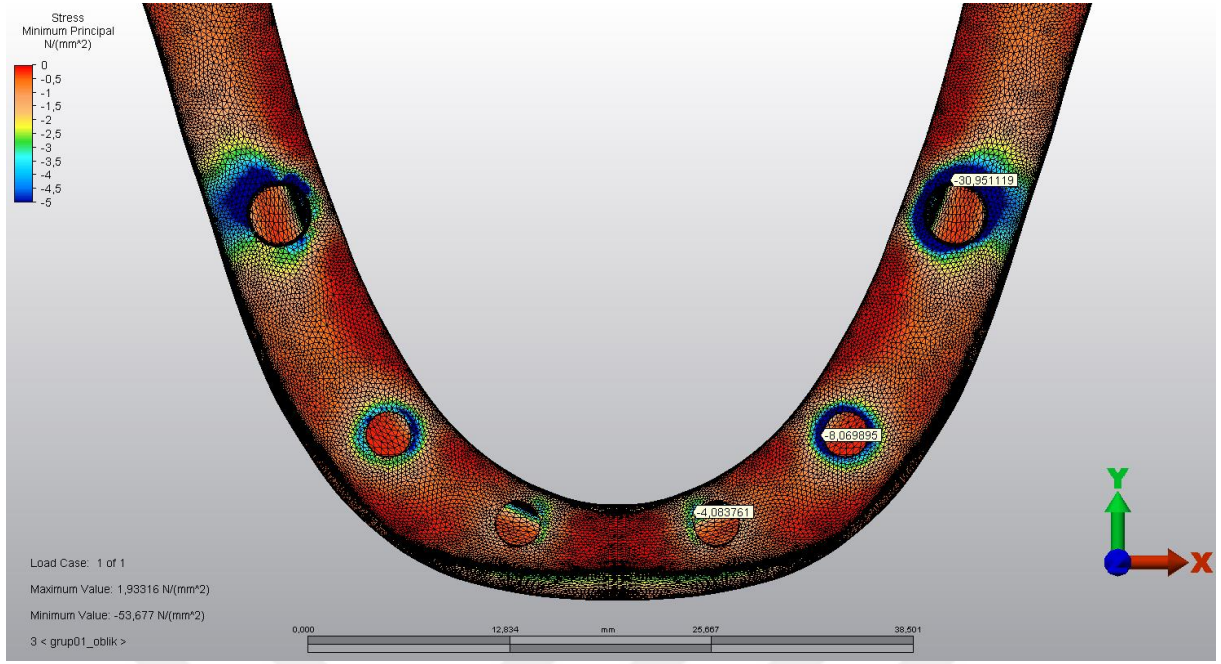
Çalışmamızın sonuçlarına göre oblik kuvvet karşısında alveolar kemikte meydana gelen maksimum stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla; grup 2, grup 1, grup

3ve grup 4 şeklinde görülmüştür. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde; stresin grup 1, grup 3 ve grup 4' te dengeli dağıldığı, grup 2'de ise 5 nolu implantların mesialindeki alveol krette ve 2 numaralı implantların arasında kalan alveol kemiğinde yoğunlaştığı görüldü. Grup 4'te çıkan stresin grup 1'e, grup 2'ye ve grup 3' e göre oldukça düşük olduğu görüldü.

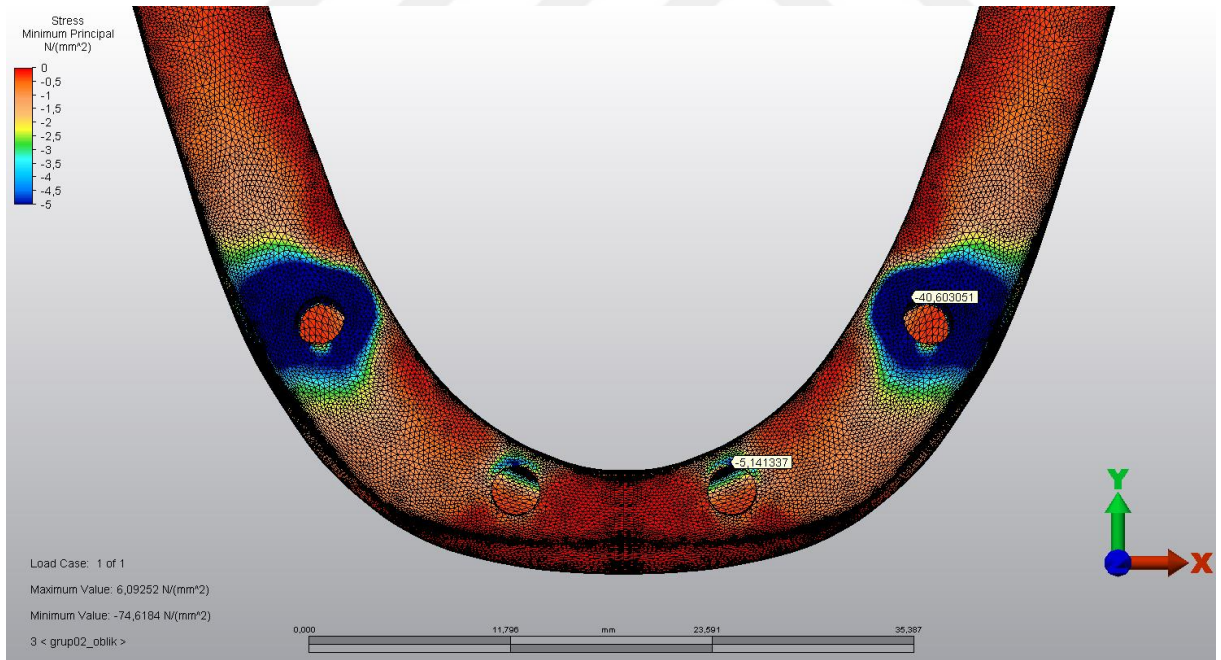
Grupların tamamında oblik kuvvetler altında alveolar kemikte meydana gelen maksimum principal stres değerlerine göre yorumlandığında; en ideal planlamanın subperiosteal implant uygulanan grup 4 olduğu görülmüştür. "All-on-Four" uygulanan grup 2'de ise, maksimum principal stres değerinin en yüksek olduğu, bu planlamanın ileriki dönemlerde kuvvet dağılımlarına yeterli cevabı veremeyeceğini ve kemik rezorpsiyonu ihtimalini artacağını göstermektedir. Grup 4'te uygulanan subperiosteal implantın , mandibular kemik tarafından daha geniş bir alanda stabilizasyonu sağlandığından dolayı, alveolar kemikte oluşan stresin daha dengeli dağıtıldığı ve daha az olduğu şeklinde yorumlayabiliriz.

4.2.4.Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

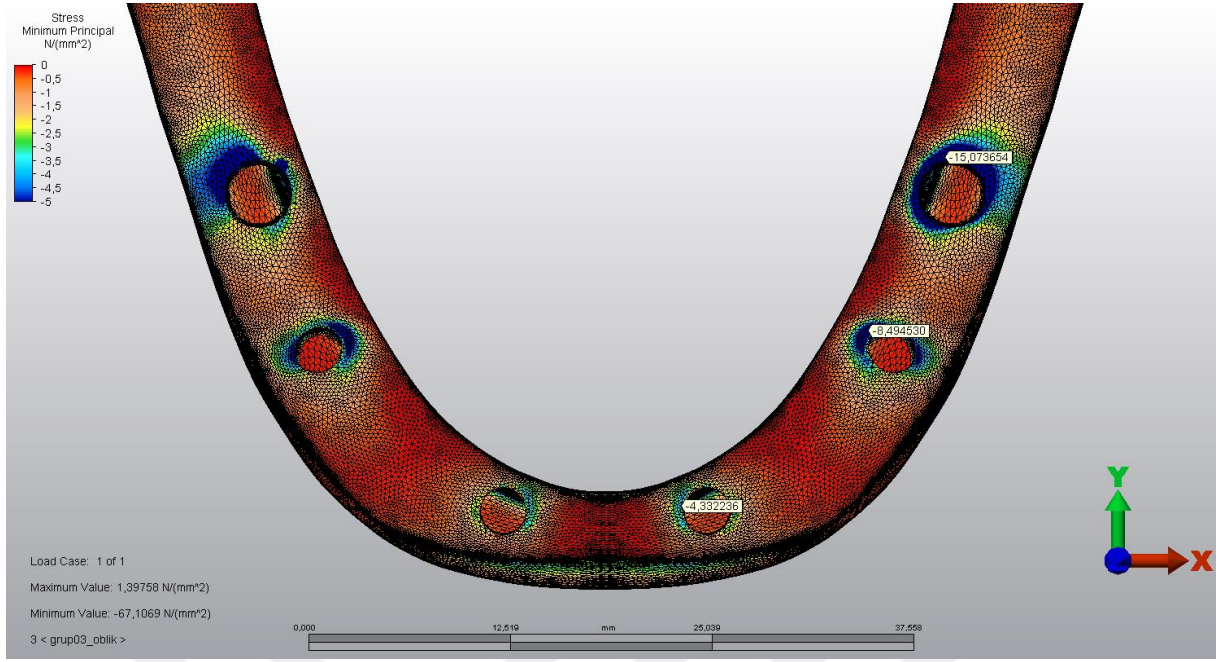
Yükleme sonucunda alveolar kemikte Minimum Principal Stres değerleri sırasıyla Grup 1' de 53.677 MPa, Grup 2'de 74.618 MPa, Grup 3'te 67.106 MPa ve Grup 4'te ise 23.158 MPa olarak ölçüldü (Şekil 4.29-4.32), (Tablo 4.9).



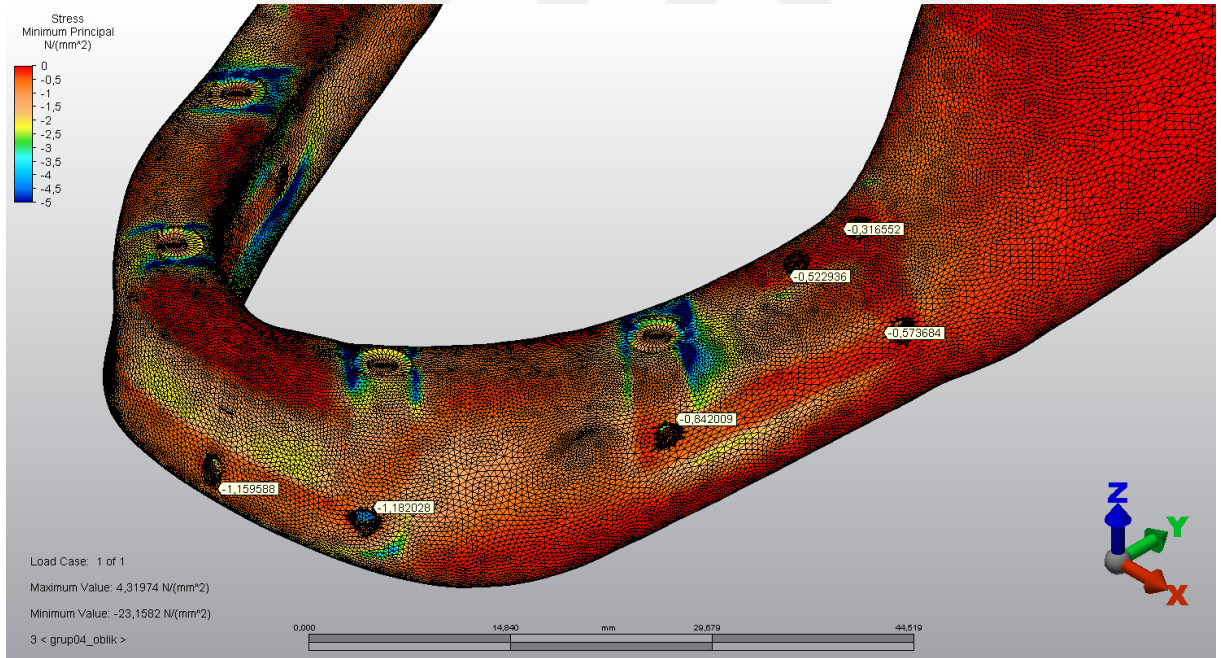
Şekil 4. 29. Grup 1' de Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres



Şekil 4. 30. Grup 2' de Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres



Şekil 4. 31. Grup 3' te Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres



Şekil 4. 32. Grup 4' te Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Principal Stres

Oluşturulan modellerde alveolar kemiğe ait minimum principal stres değerleri tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.9).

Tablo 4. 9. Oblik Kuvvet Karşısında Alveolar Kemikteki Minimum Stres Değerlerine Ait Bulgular

Modeller	Alveolar Kemikte Ait Minimum Principal Stres Değerleri
Grup 1	53.677
Grup 2	74.618
Grup 3	67.106
Grup 4	23.158

Çalışmamızın sonuçlarına göre oblik kuvvet karşısında alveolar kemikte meydana gelen minimum stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla; grup 2, grup 3, grup 1 ve grup 4 şeklinde görülmüştür. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde; stresin daha çok grup 1’de 4 ve 6 nolu implantların etrafındaki alveol kemiğinde yoğunlaştığı, grup 2’de posteriordaki dental implantların çevresinde yoğunlaştığı grup 3’te 5 ve 6 nolu implantların çevresindeki alveol kemiğininde yoğunlaştığı saptandı, grup 4’te ise streslerin daha dengeli dağıldığı saptanmıştır. Grup 4’te çıkan stresin grup 1’e, grup 2’ye ve grup 3’e göre oldukça düşük olduğu görüldü.

Tüm gruplarda oblik kuvvetler altında alveolar kemikte oluşan minimum principal stres değerlerine göre yorumlandığında; en ideal planlamanın subperiosteal implant uygulanan grup 4 olduğu görülmüştür. “All-on-Four” uygulanan grup 2’de ise, minimum principal stres değerinin en yüksek olduğu, bu planlamanın ileriki dönemlerde kuvvet dağılımlarına yeterli cevabı veremeyeceğini ve kemik rezorpsiyonu ihtimalini artacağını göstermektedir. Grup 4’te uygulanan subperiosteal implantın , mandibular kemik tarafından daha geniş bi alanda stabilizasyonu sağlandığından dolayı, alveolar kemikte oluşan minimum principal stresin daha dengeli dağıtıldığı ve daha az olduğu şeklinde yorumlayabiliriz

Tablo 4. 10. Oblik Kuvvet Karşısında Elde Edilen Stres Değerleri

Modeller	Gruplara Ait İmplantların Max Von Mises Stres Değerleri	Metal Alt Yapıya Ait Max Von Mises Stres Değerleri	Alveolar Kemiğe Ait Maksimum Principal Stres Değerleri	Alveolar Kemiğe Ait Minimum Principal Stres Değerleri
Grup 1	74.467	112.112	23.339	53.677
Grup 2	165.577	286.845	31.733	74.618
Grup 3	67.650	132.939	21.733	67.106
Grup 4	90.786	175.182	14.582	23.158

Oblik kuvvetler sonucunda ortaya çıkan stres değerlerine göre; alveolar kemikteki maksimum ve minimum principal stres değerlerine bakıldığında grup 4 modeli en az çıkmıştır. İmplantların ve metal alt yapının maksimum von mises stres değerleri grup 1 ,grup 3’ te benzer ve diğer gruplara göre daha az çıkmıştır. İmplantlarda, metal alt yapıda ve alveolar kemikte oluşan streslerin en çok grup 2’de olduğu görülmüştür.

Çalışma sonuçlarını genel olarak yorumlayacak olursak; hem vertikal hem oblik kuvvetler uygulandığında, mandibular alveolar kemikte meydana gelen maksimum ve minimum principal stres değerlerinin, subperiosteal implant uygulanan grup 4’te en az görüldüğü belirlenmiştir. Aşırı atrofik dişsiz mandibulada en ideal planlamaların grup 1 ve 4 olarak düşünülmüştür. Stres değerlerinin ve başarısızlık ihtimalinin en yüksek olduğu, dar çaplı implantlar kullanılarak “All-on-Four” uygulanan grup 2 olarak değerlendirebiliriz.

5.TARTIŞMA

Kemik içi dental implantlar kısmi veya tamamen dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonu için orta ve uzun vadede oldukça öngörülebilir başarı ve sağ kalım oranına sahiptir (9).

Atrofik çenelerin geleneksel endosseöz implantlar ile rehabilitasyonu ve immedat yükleme protokolleri günümüzde hala klinik bir zorluk teşkil etmektedir. Birçok teknik bu sorunun üstesinden gelmek için literatürde açıklanmıştır. Otojen kemik grefti gibi rekonstrüktif prosedürler veya yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, sıklıkla kullanılır. Bununla birlikte, otojen kemik grefti, ikinci bir cerrahi alan gerektirir, bu durum morbidite riskini artırır ve hemen yükleme tavsiye edilmez (9).

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda dikey yönde kemik oluşturulmasında çoğu zaman yetersiz kalabilir. Uygulanan greftleme işlemlerinden sonra yükleme için belirli bir süre beklenmesi gereklidir bu nedenle imedat yükleme yapılamamaktadır (92).

Greft uygulamalarının en önemli komplikasyonlarının, yumuşak doku yetersizliğine bağlı olarak dehisens oluşumu, greft bölgesinin enfekte olması, fraktürler, verici alanda morbidite olduğu bildirilmiştir (277,278). Literatürde tedavi sonrası ilk 6 aylık süreçte ortalama %25 rezorpsiyon bildirilmiştir (279).

İlave cerrahi işlemlerden kaçınmak amacıyla tedavi seçenekleri arasında kısa implant uygulamasının yanında, günümüzde bu işlemlere alternatif olarak tam dişsiz mandibulada uygulanabilen, vakaya göre anında yüklemenin de yapılabildiği, ‘All-on-Four’ tasarımı kullanılmaya başlanmıştır (7).

Teknolojinin gelişimi ile beraber ileri derecede atrofik mandibula ve maksillanın rehabilitasyonu için özel yapım subperiostal implantlar bir çözüm olarak kullanılmaya başlanmıştır (92).

Yakın zamanda dental implant tedavilerinin yaygınlaşması, hareketli protez kullanan hastalara sabit protetik restorasyon kullanabilme imkanı sunmaktadır. Dental implantların başarılı olabilmesi çeşitli iç ve dış etkenlere bağlıdır. Çene kemiğinin niceliği ve niteliği iç etkenlerdendir. implant boyu, çapı, gövde şekli, yiv şekli, yiv derinliği ve yiv kalınlığı dış etkenlerdendir. Dental implant uygulamalarından sonra başarı oranının artması ve

osseointegrasyonla ilgili bazı soru işaretlerinin giderilmesi ile birlikte bilimsel çalışmalar implantlarda oluşan mekanik komplikasyonlara yönelmiştir (280,281).

Dental implant destekli protetik restorasyonlarda; çiğneme sonucu oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerin meydana getirdiği stresler, protetik üstyapı aracılığı ile implantlara ve implantları çevreleyen alveol kemiğine iletilmektedir. Oluşan bu stresler, kemik implant arası bağlantı bölgesinde yoğunlaşarak kemikte deformasyonlara yol açabilmektedir (282,283). Çene kemiklerini etkileyen bu streslerin yetersiz olması durumunda kemiklerde atrofi, lokal etkili yüksek stres bölgelerinde basınca bağlı kemik nekrozu olabileceği gibi, mikrofraktürler, marjinal kemik seviyesinde kayıp ve potansiyel implant kaybı da görülebilir. Protetik restorasyonların, dental implantların ve bu yapılar ile ilişkili çevre kemik dokunun fonksiyonel kuvvetler altında biyomekanik davranışını değerlendirmek amacıyla kullanılan stres analizlerinden biri de SESA dır.

Kemik-implant-protez sistemlerinin geometrik olarak oldukça karmaşık olması nedeniyle, sonlu elemanlar stres analizi (SESA) bu sistemlerdeki çeşitli streslerin dağılım analizlerini ve klinik performanslarını değerlendirmek için kullanışlı bir yöntemdir (284). Bu sebeple, çalışmamızda implant, implant etrafındaki alveol kemik, metal alt yapı ve protetik üst yapıda meydana gelen stresler, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar analizi, birçok mühendislik disiplininde kullanılmak amacıyla fiziksel sistemlerin sayısal modellemesiyle uygulamalı matematiğin bir dalı olarak geliştirilmiştir (285).

SESA, sıklıkla bir yapının ya da o yapının herhangi bir bölümünün belirlenen kuvvet altındaki davranışını incelemektedir. Sonlu elemanlar analizi karmaşık mekanik soruna bir çözüm elde etmek için problemi daha basit ve küçük parçalara bölen bir tekniktir (286). SESA yöntemi maksillofasiyal yapıların doğal veya rehabilite edilmiş durumlarındaki mekaniksel stres dağılımlarının üç boyutlu olarak incelenebilmesini olanak tanır.

SESA yönteminin başka analiz yöntemlerine göre üstün olan özellikleri; ele alınan bir cismin geometrisini, kullanılan sonlu elemanların şekillerinin ve boyutlarının değişkenliği nedeniyle tam olarak yansıtabilmesidir. Bir veya daha fazla delik ya da köşeleri olan bölgeler rahatlıkla incelenebilir. Farklı materyal ve geometrik özellikler bulunduran cisimler incelenebilir. Neden ve sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek bütün sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formülize edilebilir. Sonlu

elemanlar yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine imkan tanır. Aynı zamanda sorunu oldukça basitleştirir. Sınır şartları kolayca uygulanabilir (287).

Çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır. Çünkü 2 boyutlu analizlerde implantlara ve çene kemiğine ait yapıların matematiksel olarak 3 boyutlu simülasyonun ve bu yapıların biyomekanik davranışlarının analiz edilmesinin oldukça zor olması ve eksik bilgi vermesidir (288).

SESA yönteminde bilgisayarların sistemsel özelliklerinin hassas olmasından dolayı, varyasyonların oluşumunun sınırlandırılması nedeniyle istatistiksel analiz yapılamadığı için kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir biçimde incelenmesi ve yorumlanması gerekmektedir (289). Bu çalışmada da elde edilen stres değerleri nitel, nicel ve görsel açıdan değerlendirilmiş, kortikal ve spongioz kemik gibi biyolojik dokuların sıkışma ya da gerilme tipi stresleri değişik oranlarda tolere edebilme durumundan dolayı ve daha ayrıntılı bilgi elde etmek amacıyla principal streslerin kullanılması tercih edilmiştir. Dental ve subperiosteal İmplantlar üzerindeki analizlerde ise Von Mises stres değerleri hesaplanmıştır.

SESA yönteminde amaçlanan verilerin doğru bir şekilde girilmesi, hatalı sonuçlara bağlı yanlış veya eksik yorumların yapılmasını önlemek oldukça önemlidir. Bundan dolayı SESA çalışmalarında; kortikal ve spongioz kemik benzeri dokuların, implant, metal alt yapı ve protetik üst yapının yapısal özellikleri, elastisite modülü ve poisson oranının belirlenmiş olması daha güvenli sonuçlara varılması sağlamıştır (283,290). Bu çalışmada da analizi yapılan biyolojik dokulara ve kullanılan materyallere ait yapısal özelliklerin belirlenmesinde poisson oranları ve young modülleri (elastisite modülü) baz alındı. Tüm modellerde kullanılmış olan düğüm ve eleman sayısının benzer bilimsel çalışmalar ile karşılaştırıldığında değerlerin tutarlı olduğu görüldü (7,291,292).

Sonlu elemanlar analiz yönteminde materyal özellikleri bir yapı içerisindeki gerilim dağılımını büyük oranda etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olmak üzere 4 farklı şekilde sonlu elemanlar analizinde modellenebilir. Anizotropik materyallere farklı yönlerden ölçümler yapıldığında bu materyaller farklı özellikler göstermektedir (265). Vücutta kemik benzeri canlı ve dinamik dokular gerçekte anizotropik özellik gösterirler ve bu dokular homojen değildir. Ancak kemik dokusunun anizotropik olması durumu stres dağılımını ve bu dağılımın incelenmesini oldukça

zorlaştırmaktadır (265). Birçok bilimsel çalışmada olduğu gibi (288,289,293–296) bizim çalışmamızda da sorunsalı yalınlaştırmak amacıyla bütün materyaller izotropik, homojen ve lineer olarak kabul edildi. Daha önce yapılan histolojik çalışmalarda dental implant ile kemik arasında tam anlamıyla bir osteointegrasyonun gerçekleşmediği gösterilmiş olsa da (297), literatürdeki başka çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da implantların %100 osteointegre olduğu varsayıldı (298,299).

İnsanda çiğneme esnasında dental implantlar ve protetik üst yapı, dik kuvvetlerden daha çok oblik kuvvetleri de içeren dinamik olan oklüzal kuvvetler etkisinde kalır. Kuvvetin yönü, bir kaldıraç kolu oluşturacak şekilde tepki kuvvetlerine ve eğilme momentlerine neden olur (300,301). Farklı bilimsel bazı çalışmalarda oblik yüklerin oklüzal kuvvetleri daha iyi yansıttığı bildirilmiştir (243,283).

Çalışmamızda tam dişsiz aşırı atrofik mandibulada dar çaplı(3.3mm) dental implantlar kısa(4.1mm çap-4mm boy) implantlar ve kişiye özel subperiosteal implant kullanılarak 4 farklı model oluşturularak implantlar yerleştirilmiştir. Bu implantlar üzerine vidalı hibrit protez ile restorasyon tamamlanmıştır. Protez üzerine belirli oklüzal kuvvetler uygulanarak implant ve implantı çevreleyen kemikte oluşan stres değerleri ve dağılımı üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi(SESA) ile incelenmiştir

Uzun süreli dişsizlikle birlikte azalmış kemik hacmi nedeniyle dişsiz çenelerin rehabilitasyonu karmaşık olabilir (302). Kemik augmentasyon teknikleri daha yüksek morbidite ve komplikasyonu beraberinde getirdiği gibi yüksek finansal maliyetler ve tedaviyi tamamlamak için daha fazla zaman gerektirir (207,303,304). Kemik sınırlamalarının üstesinden gelebilmek için kısa implantlar açılı implantlar alternatif tedavi seçenekleridir.

Atrofik vakalarda başka bir tatmin edici çözüm ise augmentasyon prosedürlerine olan ihtiyacı azaltan dar çaplı implantlardır (NDI'ler) (305).

Kısa implantların tanımı konusunda araştırmacılar arasında mutlak bir fikir birliği yoktur. literatür incelendiğinde bazı yazarlar kısa implantları <10mm (306,307) diğerleri ise ≤ 8 mm (308,309) olarak kabul etmektedir. Mevcut klinik eğilimler, 7 mm veya daha kısa uzunluktaki implantları kısa veya ekstra kısa implantlar olarak değerlendirmektedir (310).

İleri derecede atrofik mandibulalarda ilk olarak düşünülen seçenek kısa dental implantlar olsa da literatür taramalarında kısa implantların sağ kalım oranları arasında farklı

sonuçlar bildirilmiştir (311–313). Kısa dental implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi daha basit bir prosedür gerektirmekte olup, preparasyon derinliğinin standart dental implantlara göre daha az olması nedeniyle implantın istenen doğrultuda yerleştirilmesi daha kolay olmaktadır. Ayrıca preparasyon derinliğinin daha kısa olması, drilleme esnasında meydana gelen ısı miktarını sınırlayarak kemiği soğutma işlemine katkıda bulunmaktadır. Buna karşılık; kısa dental implantların kemik içi uzunluklarının yetersiz olmasına bağlı olarak ideal olmayan kron implant oranı ve osseointegrasyon için implant çevresindeki yetersiz kemik miktarı uygulamanın dezavantajlarındandır (314).

Garcia Braz ve ark. (2019) SESA yöntemini kullanarak yapmış oldukları bir çalışmada, 5mm uzunluğundaki kısa implantlara 150N dik ve 30°'lik oblik kuvvet uygulayarak implant ve çevresindeki alveol kemiğe gelen stresleri incelemişlerdir. Kemikte oluşan maksimum stres 520 Mpa dan daha az lmüştür, bu da plastik gerinim için kabul edilebilir bir değerdir (315).

Omran ve ark. (2015) yaptıkları retrospektif çalışmada mayıs 2002' den eylül 2011' e kadar 10mm eşit veya daha kısa olarak yerleştirilen 213 implantın kümülatif sağ kalım oranı analiz edildi. Kısa implantların sağ kalım oranı %95.77 idi ve bu oran normal implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark değildi (314).

Kısa implantların (7-8,5 mm) kullanımı tarihsel olarak daha uzun implantlara göre daha düşük sağkalım oranları ile ilişkilendirilmiştir. Bununla birlikte, son klinik çalışmalar, kısa implantların çoğu protetik restorasyonu oldukça yeterli şekilde destekleyebileceğini, ancak yine de klinik dökümantasyonun seyrek olduğunu göstermektedir (316).

Malo ve ark. (2007) yaptıkları bu retrospektif klinik çalışma, 151 sabit protezi destekleyen 408 kısa Brnemark implantı ile art arda tedavi edilen 237 hastayı içeriyordu. İmplantların 131'i 7 mm uzunluğunda ve 277'si 8,5 mm uzunluğundaydı. Sırasıyla 7,0 ve 8,5 mm uzunluğundaki implantlar için 5 yılda %96,2 ve %97.1'lik kümülatif sağkalım oranları saptandı (316).

Rameh ve ark. (2020) yaptıkları literatür taramasında mandibula ve maksilla posteriora yerleştirilen kısa implantların prognozu hakkında 20 şubat 2020'ye kadar yayınlanan randomize klinik çalışmalar ve ileriye dönük kohort ve retrospektif çalışmalar incelendi. Kısmi dişsiz posterior bölgelerin sabit rehabilitasyonlarında kısa implantların (5

mm veya 6 mm) 5 yıllık klinik performansını değerlendirildi. Dahil etme ve hariç tutma kriterlerinin değerlendirilmesinden sonra 8'i randomize klinik çalışma, 2'si prospektif ve 1'i retrospektif olmak üzere 11 çalışma seçildi. 5 yıllık fonksiyondan sonra 22 kısa (maksillada 12 ve mandibulada 10) ve 10 standart (maksillada 2 ve mandibulada 8) implant kaybedildi, bu da implant uzunluğundan veya konumundan bağımsız olarak yüksek hayatta kalma oranlarıyla sonuçlandı. Özellikle augmente edilmiş posterior mandibulalara yerleştirilen standart implantlarda daha fazla biyolojik komplikasyon bulundu. Bu derlemenin bulguları, doğru kullanıldığında, kısa implantların, uzun vadeli prognozu optimize etmek için gerekli olan farklı biyomekanik parametrelere dayanan kapsamlı bir cerrahi ve protetik protokolden sonra yerleştirilmeleri koşuluyla, öngörülebilir ve umut verici uzun vadeli sonuçlara ulaştığını göstermiştir (317).

Klinik pratikte kısa implantların kullanımı, hem hasta hem de uygulayıcı için çeşitli avantajlar sundukları göz önüne alındığında, çok çeşitli vakalarda önemli ölçüde artmıştır. Son literatür, belirli kriterlere saygı duyulduğunda, yeni nesil kısa implantların yüksek, uzun süreli sağkalım oranları sunduğunu göstermektedir (317).

Amato ve ark. (2020) yaptıkları klinik çalışmada, Ekim 2013-Aralık 2017 tarihleri arasında posterior bölgede şiddetli vertikal kemik atrofisi olan ve premolar ve/veya molarların sabit protezle değiştirilmesi gereken parsiyel dişsiz hastalar çalışmaya alındı. Çalışmaya 55 hasta dahil edildi. Toplam 62 ekstra kısa (5 ve 6 mm), 15 kısa (6,5 mm) ve 69 standart uzunlukta (≥ 10 mm) implant hemen yerleştirildi ve yüklendi. Kümülatif sağkalım oranları tüm implantlar için benzerdi (%99.3). Bir mandibular ekstra kısa implant başarısız oldu ve çıkarıldı, ancak 2 ay sonra aynı uzunluk ve çapta başka bir implant ile değiştirildi ve başarıyla yeniden yüklendi (318).

Bu çalışmada bildirilen kümülatif sağkalım oranı ve marjinal kemik kaybı, posterior alanlarda şiddetli dikey kemik atrofisi olan kısmen dişsiz hastaları sabit protezlerle hemen restore etmek için kısa ve ekstra kısa implantların kullanımını teşvik etmektedir. Böylece dikey kemik ogmentasyonuna alternatif bir tedavi olabilir (318).

Araki ve arkadaşları (2020) üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışması için doku seviyesi ve kemik seviyesi implant modelleri hazırladılar. Kemik seviyesi implantlar için 10 mm, 8 mm ve 6 mm uzunluğunda, Doku seviyesi implantlar için ise bunlara ilaveten 4 mm uzunluğunda implantlar kullanıldı. Modelin bukkal tarafına uzun eksene 30° eğimli 100 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Kortikal kemikteki Max Pirincipal stres değeri ve implant gövdesindeki

Max Von Mises stres değeri değerlendirildi. Hem kemik seviyesi hemde doku seviyesi kısa implantlarda fizyolojik sınırlarda stres değerleri görüldü. Mandibulada yetersiz dikey kemik yetersizliği nedeniyle implant gövdesinin uzunluğunun daha kısa olması gerektiğinde doku seviyesi implant tasarımının kullanılması mekanik olarak kemik seviyesi implant tasarımından daha faydalı olabilir (319).

Bizim yaptığımız SESA çalışmasında 2 modelde kısa implant kullanıldı. Aşırı atrofik mandibulaya 2 ve 4 nolu bölgelere 2’şer adet dar çaplı (3,3 mm) implant 6 nolu bölgelere ise 1’er adet kısa implant dik olarak yerleştirildi. Bir diğer grupta ise 2 nolu bölgelerdeki implantlar dik 5 nolu bölgelerdeki implantlar 30° açıyla, 6 nolu bölgedeki kısa implantlar dik olarak yerleştirildi. Çalışmamızda literatürde uygulanan kuvvetlere paralel olacak şekilde vertikal olarak 150N 30° açıyla 100N’ oblik kuvvet uygulandı. Kısa implantların kullanıldığı gruplar da implantlara gelen Max Von Mises Stres ve alveol kemiğe gelen Maksimum – Minimum Principal Stres değerleri, kısa implant kullanılmayan “All on four” grubuna göre oldukça düşük olduğu görüldü.

Malo ve ark. atrofik maksilla ve mandibulada dental implant yerleştirilmesinde ilave cerrahi işlemlere ihtiyacı ortadan kaldıran “All-on-four” tekniğini geliştirmiştir (6,208).Bu tedavi sisteminde 2 adet dental implant anterior mandibulaya dik olarak 2 adet dental implant ise mental foramenlerin hemen önüne açılı olarak yerleştirilir. Böylelikle implant destekli sabit protez yapımına olanak sağlamaktadır (283,304). İleri dental cerrahi girişimlerinden kaçınabilmek için implantların açılı yerleştirilmesi konservatif yaklaşım açısından en etkili yol olarak gösterilmektedir. Dental implantların açılı olarak yerleştirilmesi önemli anatomik yapıların korunmasına olanak sağlar ve geç yükleme yapılan implant sistemlerinin bekleme süresi ortadan kalkmaktadır (320).İmplantların açılı olarak uygulanması aynı zamanda mevcut kemiğin maksimum kullanımına ve minimum kanat uzunluğuna olanak sağlamaktadır (25,321).

Çenelerin atrofisi implantların sayısını, çapını, uzunluğunu ve açılı yerleştirilmesini karar vermede ana etkindir. Güncel literatüre göre özellikle ciddi atrofik kretlerde dar çaplı ve açılı implant kullanımı uygundur (304,322–324).

Klein ve ark. (2014) yaptıkları bu sistematik derlemenin amacı, standart çaplı implantlara kıyasla farklı klinik endikasyonlarda dar çaplı implantların (NDI) hayatta kalma ve başarı oranlarını belirlemektir. Sonuç olarak 3,3 ila 3,5 mm'lik dar çaplı implantlar, yük taşıyan arka bölgeler de dahil olmak üzere tüm endikasyonlarda iyi belgelenmiştir (325).

Babbush ve ark. (2013) yaptıkları bir çalışmada atrofik maksilla ve mandibulada “All on four” tekniğini kullanarak 3.5mm çapında implantlar uyguladılar. 227 implant kullanarak yaptıkları bu çalışmada 3 yıllık takipte kümülatif sağ kalım oranı %98.7 olarak bildirildi (323).

Coskunes ve ark. (2021) yaptıkları çalışmada 3.3 mm çaplı dar implantlar standart implantlar ile kombine edilerek açılı olarak uygulandı. 2 yıllık takip sonrası implantların kümülatif sağ kalım oranı ve marjinal kemik kaybı miktarı analiz edildi. Çalışmada toplam 179 implant kullanıldı bunların 67’si 3.3 mm çapında idi. 2 yıllık takipte bütün implantlar için 99.4 dar çaplı implantlar için 98.5 klinik sağ kalım oranı gözlemlendi. Sabit tam ark rehabilitasyonunda standart çaplı implantlarla dar çaplı implantların kombinasyonu, ciddi atrofik çeneler için yeni bir tedavi standardı haline gelmek için iyi bir prognoza sahiptir (305).

Kılıç ve ark. (2020) yaptıkları sonlu SESA çalışmasına göre; daha büyük çaplı veya kısa implantlar tarafından sağlanan faydalı mekanik özellikler, eğimli implant konseptinde kullanımlarını artırır. Bu çalışmanın amacı, 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak atrofik mandibulada statik yükleme protokolü altında değişken implant sayıları ve çapları içeren 4 farklı tedavi modelinin stres dağılımını karşılaştırmaktır. Üç modelde farklı çaplarda 2 eğik ve 2 dikey olarak yerleştirilmiş implant bulunurken, dördüncü modele 2 distale yerleştirilmiş kısa implant eklendi. Birinci molar dişlere uzunlamasına eksene 45° eğimle 200 N bilateral eğik yükler uygulandıktan sonra von Mises gerilimi ve maksimum ve minimum asal gerilim değerleri değerlendirildi. Açılı implantlar, tüm modellerde dikey implantlarla karşılaştırıldığında daha yüksek stres değerleri ile ilişkilendirilmiştir. Kısa implantlar dahil en düşük stres değerleri dördüncü modelde elde edilmiştir. İmplant çapı küçüldükçe tüm stres değerleri hafif artışlar göstermesine rağmen, 3,3 mm çaplı implantları içeren modelin stres değerleri fizyolojik sınırlar içindeydi. Atrofik mandibula rehabilitasyonunda dar çaplı implant kullanıldığında uzun süreli başarı için kısa implantlar ilave olarak kullanılabilir (326).Bizim SESA çalışmamızda mandibuladaki ileri derece atrofiden dolayı “All on four” grubu için 3.3 mm çapında dar implantlar kullanıldı. Yapılan kuvvet analizleri sonucunda en çok stresin implantların boyun bölgelerine ve o bölgeyi çevreleyen alveol kemiğe geldiği görüldü ve bu stresler fizyolojik sınırlar içindeydi.

Sohrabi ve ark. (2012) yaptıkları retrospektif çalışmada son 20 yılda yapılan dar çaplı implantların sağ kalım oranları incelendi. 1993 ve 2011 yılları arasında, 1,8 mm ile 3,5 mm çaplarında ve 8 mm ile 18 mm uzunluğundaki implantlar yaklaşık 2762 hastaya toplam 10.093 dar çaplı implant uygulandı. Takip süresi 5 ay ile 9 yıl arasında değişmektedir. %100 sağkalım oranının bildirildiği sekiz çalışma dahil, taranan tüm çalışmalarda bildirilen

sağkalım oranı %90'ın üzerindeydi. Dar çaplı implantlar için bildirilen hayatta kalma oranları, standart genişlikteki implantlar için bildirilenlere benzerdir. Başarısız implantların uzunluğunun bildirildiği çalışmalarda, daha kısa dar çaplı implantlarda başarısızlık oranı, daha uzun olanlara göre daha yüksek görünüyordu (327).

Subperiosteal dental implantlar, kemik içi implantlar lehine terk edilmeden önce geçmişte yaygın olarak tercih ediliyordu. 1941'de ilk subperiosteal dental implantı G. Dahl İsveç'te bir hastanın alt çene kemiğine yerleştirdi; Gershkof ve Goldberg, Amerika Birleşik Devletleri'nde mandibular subperiosteal implant uyguladıkları klinik vakaları rapor eden ilk hekimlerdir. Fakat subperiosteal implantları tam anlamıyla tanıtan kişi Leonard Linkow'dur. Linkow aslında subperiosteal implantların birçoğunu hastalarına uygulamıştır ve 2 ile 12 yıl arasında değişiklik gösteren takip süreleriyle çok sayıdaki klinik çalışmaları takip ettiğini bildirmiştir (328).

Cerea ve ark. 2018 yılında Özel yapım subperiosteal implantların üretimi için dijital bir teknik sunmak ve bu armatürleri kullanırken karşılaşılan hayatta kalma ve komplikasyon oranları hakkında rapor vermek amacı ile retrospektif bir çalışma sunmuştur. Bu çalışmaya özel yapım DMLS titanyum subperiosteal implantlarla tedavi edilen 70 hasta (39 erkek ve 31 kadın, 62-79 yaş arası) dahil edildi. 2 yıllık takipten sonra, tekrarlayan, tedavi edilemeyen enfeksiyonlar nedeniyle üç implant kaybedildi; dolayısıyla hayatta kalma oranı %95.8'di (67/70 implant). Dört hasta implant yerleştirildikten sonra ağrı/rahatsızlık/şişme bildirdi; acil postoperatif komplikasyon insidansı bu nedenle %5.7 (4/70 implant) idi. Takip süresi boyunca, bir hasta biyolojik komplikasyon olarak sınıflandırılan tekrarlayan enfeksiyonlardan muzdaripti; bu nedenle biyolojik komplikasyonların insidansı %1.4 idi (1/67 hayatta kalan implant). Bu çalışmanın sınırları dahilinde (sınırlı takip süresi ve tedavi edilen hasta sayısı, geriye dönük tasarım), özel yapım DMLS titanyum subperiosteal implantların uygulanması tatmin edici implant sağkalımı (%95.8) ve düşük komplikasyon oranları gösterdi. Bu araştırmada bulunan olumlu sonuçları doğrulamak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. (9).

2014 yılında Cosimo ve ark. 71 yaşındaki hastanın ileri derecede atrofiye uğramış mandibulasını, 3 boyutlu model kullanılarak üretilen, hidroksiapatit kaplı titanyum subperiosteal implant ile başarılı bir şekilde tedavi etmişlerdir. Subperiosteal İmplant özellikle kemik ogmentasyonuna izin verecek şekilde dizayn edilmiştir. Atrofiye alan aynı anda mineralize kemik allogrefti ve rekombinant kemik morfogenetik protein 2 (rhBMP-2) ile

augmente edildi. Operasyondan 32 hafta sonra çekilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden sonra subperiosteal implant çerçevesinin altında dikey yönde kemik ogmentasyonu olduğunu rapor etmişlerdir. (329).

Mangano ve ark. Ocak 2017 ile Haziran 2018 tarihleri arasında yaşlı hastaların atrofik posterior mandibulasının sabit protetik restorasyonu için özel yapım 3D baskılı subperiosteal implantların uygulanması amacı ile yaptıkları çalışmada DMLS (Direk metal lazer sinterleme) ile yapılmış subperiostal implantları, mandibula posteriorda eksik dişleri olan 10 hastaya (4 erkek ve 6 kadın, yaş ortalamaları 69,6) uygulamışlardır. Çalışmanın sonunda, implantların uyumu son derece tatmin edici ve bir yıllık takipte sağ kalım oranının %100 olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sınırları olmasına rağmen (küçük hasta numunesi ve kısa takip süresi), DMLS'nin yüksek sağkalım oranları ile doğru subperiostal implantları üretmek için etkili bir yöntem olduğu kanıtlanmıştır. Bu, ciddi derecede atrofik posterior mandibulaya sahip yaşlı hastalarda alternatif bir tedavi prosedürünü temsil edebilir, çünkü rejeneratif kemik tedavilerinden kaçınmayı sağlar. Bu sonuçları doğrulamak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (5).

Cerea ve Dolcini, kişiye özel hazırlanmış direkt metal lazer sintering (DMLS) subperiostal implantların, kemik içi implantların yerleştirilmesinin mümkün olmadığı ileri derecede atrofik çenelerin protetik restorasyonu için geçerli bir alternatif tedavi seçeneği olabileceğini bildirmişlerdir (9).

Ângelo ve ark. 2020 yılında yayınladıkları vaka raporunda, konjenital diş eksikliği hikayesi olan 44 yaşındaki erkek hastanın mandibulası daha önce 6 adet dental implant kullanılarak rehabilite edilmiştir. Fakat hasta periimplantitis sebebiyle hem vertikal, hem de horizontal kemik kaybı sonucu implantlarını kaybetmiştir. Daha sonra Angelo ve ark. Bu hastanın alt ve üst çenesine subperiosteal implantlar uygulamıştır. Hasta, subperiostal ve endosseöz desteği birleştiren yenilikçi bir tasarıma sahip bimaksiller özel yapım subperiosteal implantlarla başarılı bir şekilde tedavi edildi. Bu implantlar klasik kemik augmentasyonundan sonra endosseöz implant yerleştirme tekniklerine göre çeşitli avantajlar sunar, örneğin atrofik çenelerde anında yükleme ile tek aşamalı bir prosedür olasılığı, atrofik çenelere daha basit ve daha az zaman alan bir teknik olarak yaklaşmak için olası birincil seçenek ve başarısız endosseöz implantlar için geçerli bir kurtarma seçeneği. Çalışmanın sonunda, 1 yıl boyunca 3 aylık periyotlarla takip edildiğinde mükemmel implant stabilitesi, yeterli çiğneme fonksiyonu, implanta ekspoz olmama ve ağrı yokluğunu rapor etmişlerdir. Daha önceki varsayımları doğrulamak için geniş hasta örneklemleri daha uzun süreli çalışmalar gerekli olacaktır (92).

Moore ve ark.1982 ve 2000 yılları arasında yaş ortalamaları 62 olan, 47-80 yaş aralığındaki 40 hastanın atrofiye uğramış mandibulalarını subperiostal implant ile rehabilite etmişlerdir. 2000 yılında geri çağrılan 39 hastanın 14'üne 10 yıldan fazla 12'sine 5 ile 10 yıl arasında ve 12'sine 5 yıldan az süre ile implantlarını kullanıyorlardı. 38 hastanın implantında herhangi bir enfeksiyon belirtisi veya mobilite yoktu, diyabetli 1 hastada implantın etrafında enfeksiyon izlendi. Hastaların tamamı protezlerini kullanıyordu ve hiçbir hastada subperiosteal implant çerçevesinde yumuşak doku ekspozuna dair bir bulgu olmadığını rapor etmişlerdir (232).

Bai ve ark. 2022 yılında yayınladıkları çalışmaya göre: Subperiostal implantlar, şiddetli kemik atrofisi olan vakalar için alternatif bir implant yaklaşımını temsil eder. Bazı başarılı klinik vakalar bildirilmiş olsa da, subperiostal implantların biyomekanik stabilitesi belirsizliğini koruyor ve bu yaklaşımın uygulanabilirliğini doğrulamak için daha fazla veriye ihtiyaç var. Bu nedenle, bu çalışma histolojik gözlem, klinik vakalar ve sonlu eleman analizine dayalı olarak subperiosteal implantların biyomekanik özelliklerini araştırdı. Sonlu eleman analizi, kafes benzeri bir yapıya sahip subperiosteal implantların stresi alttaki kemik yüzeyine daha iyi dağıtabileceğini göstermiştir. Yeni bir özelleştirilmiş subperiosteal implant daha sonra dijital olarak tasarlandı ve bir eklemeli üretim teknolojisi kullanılarak üretildi. Histolojik veri incelemesi ve bilgisayarlı tomografi incelemesi, implant çevresinde yeni kemik büyümesini gösterdi. Hastaya özel subperiosteal implantlar, immedat yükleme ile dişsiz mandibular kemiğe yerleştirildi. İmplant, 12 aylık bir gözlem süresi boyunca ağrı veya enfeksiyon olmadan işlevseldi. Ameliyattan 12 ay sonra alınan görüntüler yeni kemik oluşumunu ve osseointegrasyonunu gösterdi. Bu sonuçlar 3D baskılı kafes benzeri subperiosteal implantların ciddi atrofik sırtların rehabilitasyonu için yeterli stabiliteye sahip olduğunu gösterdi (330).

Cohen ve ark. 2016 yılında yaptıkları deneysel çalışmada, eklemeli üretim ve üretim sonrası osteojenik mikro/nano ölçekli yüzey yapısı modifikasyonu ile üretilen yeni subperiostal titanyum-alüminyum-vanadyum implantları hakkında bilgi vermişler. Bu araştırmacılar öncelikle bu implantların DMLS (Direk Metal Lazer Sinterleme) yüzeyinde büyüyen insan osteoblastlarının in vitro biyolojik davranışını incelemiş ve hücrelerin önemli miktarda yeni kemik matrisi ile birlikte osteojenik ve anjiyojenik faktörler ürettiğini gözlemlediler. Rat kalvaryasına Bu implantlar yerleştirildiğinde, histolojik ve histomorfometrik analizler; implant etrafında vertikal kemik büyümesi ile yüksek kemik-implant temasının olduğunu gösterdi . Tavşan tibialarına yerleştirilen implantlarda da benzer

sonuçların bulunduğu, ancak en önemlisi yeni kemik oluşumu, mükemmel osseointegrasyon ve kemik stabilitesinin olduğunu belirtmişler. Aynı araştırmacılar iki hastanın mandibulasına uygulanan DMLS ile üretilen subperiosteal implantlarda da benzer sonuçlar olduğunu rapor etmişlerdir (331).

Branemark tarafından tanıtılan endosteoz dental implantların artan kullanımı sebebiyle 1970'lerin sonlarında subperiosteal implant uygulamalarının azaldığı görülmüştür. Subperiosteal implant kullanımının hızlı bir şekilde azalma nedenleri arasında geleneksel yöntem ile alınan kemik ölçüsünün modellenmesi ve bu model üzerinde döküm yolu ile üretilen implantlarda hem üretim hem de ikinci cerrahi seansta konumlandırma zorluğundan dolayı oldukça yüksek komplikasyon oranıyla ve başarısızlıkla sonuçlandığını rapor etmişlerdir (332). Ancak son yıllarda dijital devrimin diş hekimliği dünyasını değiştirdiğini, en modern üretim teknikleriyle birleştirilmiş yeni edinme teknikleri ve yeni işlem yazılımı, implant tedavisinin özelleştirilmesinin de dahil olmak üzere yeni imkanlar sunduğunu bildirmişlerdir (333).

Dijital devrim, bir dizi cihaz, yazılım ve makinenin tanıtılmasıyla diş hekimliği mesleğini kökten değiştiriyor. Bugün, güçlü görüntü alma sistemleri; intraoral yüz tarayıcıları ve koni ışınli bilgisayarlı tomografi kullanarak gerçek hayattan sanal ortama kolayca geçebiliyoruz. Sanal dünyada, 3D modelleme ve işleme yazılımının (kılavuzlu implant cerrahisi yazılımı ve protez CAD yazılımı) yardımıyla bir dizi cerrahi, protetik ve ortodontik tedaviyi ayrıntılı olarak planlamak mümkündür. McAllister ve arkadaşlar 1998'de subperiosteal implantın üretimi için stereolitografinin (CAD/CAM) uygulaması hakkında bilgi vermişler. Araştırmacılar, subperiosteal implantları anatomiye modellemek için yeni bir araç olarak stereolitografinin ortaya çıkmasıyla ve bilgisayarlı tomografideki ilerlemelerle beraber daha önce mevcut olandan daha yüksek derecede bir yapım doğruluğu ve tekrarlanabilirlik sağladığı sonucuna varmışlardır (333).

Kemik gibi kırılğan materyaller için Principal Stres (Maksimum Principal Stress, Minimum Principal Stress) değerleri önemlidir. Çünkü Maksimum Principal Stress değeri kemiğin en yüksek gerilme dayanımına (kortikal kemik için 100 -130 MPa) aralığında veya daha büyük değerde olduğunda veya Minimum Principal Stress değeri en yüksek sıkışma dayanımına (kortikal kemik için 170-190 MPa) aralığında veya daha büyük değerde olduğunda başarısızlık oluşur (324). Bizim çalışmamızda bütün gruptaki stres değerleri fizyolojik sınırlar içerisindeydi.

Yield (akma) dayanımı malzemenin kalıcı olarak şekil değiştirmeden dayanabileceği maksimum yük miktarıdır. Malzemeye akma dayanımından daha fazla yük uygulandığında malzeme üzerinde kalıcı şekil değişimi yani deformasyon meydana gelir. Titanyum materyalinin yield sınırı 900–1000 MPa’dır (334). Çalışmamızda bütün implantlara gelen stresler literatürde belirtilen en yüksek sınır değerinin oldukça altında ve fizyolojik sınırlar içerisinde yer almaktaydı.

Bizim yaptığımız SESA çalışmasında 1 modelde subperiosteal implant kullanıldı ve elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde tüm stres değerleri fizyolojik sınırlar içerisindeydi. Bu implant ana model üzerinde tarafımızca tasarlandı. Kişiyeye özgü üretilen bu implantların tasarımlarında otorler tarafından kabul görmüş ortak bir tasarım henüz yoktur.

Çalışmamızda, çift taraflı aşırı atrofik mandibula rehabilitasyonu için 4 farklı tedavi seçeneğiyle hazırlanan modeller arasında dikey ve oblik yönde uygulanan kuvvetlerin sonucuna göre mandibular alveolar kemikte, metal alt yapılarda, dental ve subperiosteal implantlarda oluşan stres değerlerini karşılaştırdık. Alveolar kemikte meydana gelen maksimum ile minimum principal stres değerlerine göre en ideal cerrahi planlamanın subperiosteal implantlar olduğu kanısına varıldı. En yüksek stres değerleri ise genel olarak dar çaplı implantların “All-on-Four” yöntemiyle uygulandığı grup 2 modelinde görüldü ve planlama olarak en son düşünülmesi gereken grup olarak düşünüldü. Grup 1 ve grup 3 modelindeki stres değerleri ise fizyolojik sınırlar içerisinde idi ve tedavi seçeneği olarak kullanılması öngörülebilir sonuçlar vermektedir. Grup 4 te kullandığımız kişiyeye özgü subperiosteal implantlar ile ilgili literatürde klinik uygulama sayısı oldukça azdır. Tasarladığımız bu yeni sistem sonlu elemanlar analiz sonuçlarına göre oldukça başarılı olmasına rağmen klinik uygulamalar ile de desteklenmesi gerektiğinin kanısındayız.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

İleri derecede atrofik mandibulaya uyguladığımız endosteal ve subperiosteal dental implant tasarımlarının alveol kemikte ve implantlar üzerinde oluşturdıkları streslerin incelendiği sonlu eleman analiz çalışmamızın sonuçlarına göre:

1. Dental implantların kullanıldığı bütün gruplarda implantlarda oluşan stres değerlerinin daha çok implantların boyun bölgelerinde yoğunlaştığı görülmüştür.
2. Subperiosteal implantta streslerin daha çok çıkış postlarının olduğu alanlarda yoğunlaştığı görülmüştür.
3. Bütün gruplara ait implantların max Von Mises stres değerleri kabul edilebilir değerlerde olup en yüksek değer dar çaplı implantların kullanıldığı “All –on –four” grubunda izlenirken bu stres değerlerinin en düşük olduğu gruplar ise bütün implantların dik yerleştirildiği ve posterior bölgede kısa implantların kullanıldığı grup ile posteriordaki implantların 30° açı ile yerleştirildiği “All –on – four” grubuna ilave olarak kısa implantların kullanıldığı grupta izlenmiştir.
4. Hem oblik hem de vertikal kuvvetler altında bütün gruplar içerisinde implantlara gelen streslerin en yüksek olduğu grup dar çaplı implantların kullanıldığı “All -on -four” grubunda izlenmiştir.
5. Bütün gruplarda metal alt yapıya gelen stresler benzer olmasına rağmen en yüksek değer dar çaplı implantların kullanıldığı “All –on- four” grubu ve subperiosteal implantın kullanıldığı grupta izlenmiştir.
6. Bütün gruplarda alveol kemikte oluşan sıkışma kuvvetlerinin çekme kuvvetlerinden daha fazla olduğu izlenmiştir.
7. Genel olarak oblik kuvvetler altında implantlarda ve kemikte meydana gelen stresler vertikal kuvvetlere göre daha yüksek bulunmuştur.
8. Kemikte oluşan Max Principal (gerilme) ve Min Principal(sıkışma) stres değerlerinin en yüksek olduğu grup dar çaplı implantların kullanıldığı “All -on –four” grubunda izlenmiştir. Bu stres değerlerinin en düşük olduğu grup ise subperiosteal implantın kullanıldığı grupta izlenmiştir.
9. Dar çaplı implant kullanarak oluşturduğumuz “All –on – four” grubundaki stresler diğer gruplara göre daha fazla çıkmıştır. Bu gruba ilave olarak kullanılan kısa

implantların implantlara, kemiğe ve metal alt yapıya gelen stresleri belirgin derecede azalttığı görülmüştür.

10. Bütün implantların dik yerleştirildiği ve posteriorda kısa implantların kullanıldığı grup ile “All – on – four” grubuna ek olarak posteriorda kısa implantların kullanıldığı grup arasında, stres değerleri açısından anlamlı farklar izlenmemiştir.
11. Bütün gruplarda alveol kemiğe gelen Max Principal ve Minimum Principal stres değerlerinin en düşük olduğu grup subperiosteal implantın kullanıldığı grupta görülmüştür.
12. Çalışmamızda yapılan analizler sonucu elde edilen verilerin, in vivo deneysel çalışmalar ve klinik uygulamalar ile desteklenmesinin daha bütüncül sonuçlar oluşturacağını düşünmekteyiz.



7. KAYNAKLAR

1. Plischka G. [Implantology in dentistry]. Vol. 21, Zahnärztliche Praxis. 1960. p. 181–3.
2. Branemark P, Zarb G, Albrektsson T. Introduction to osseointegration in tissue integrated prostheses. Quintessence Publ; 1985.
3. Van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(5):663–70.
4. Palacci P. Esthetic Implant Dentistry Soft and Hard Tissue Management. In: 1th, Ed. Illinois, editors. Quintessence Publishing Co., Inc.,; 2000.
5. Mangano C, Bianchi A, Mangano FG, Dana J, Colombo M, Solop I, et al. Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series. *3D Print Med*. 2020 Dec 8;6(1):1.
6. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-four” immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(SUPPL. 1).
7. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(4):501–10.
8. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *J Prosthodont Res*. 2017;61(2).
9. Cerea M, Dolcini GA. Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants: A Retrospective Clinical Study on 70 Patients. *Biomed Res Int*. 2018 May 28;2018:1–11.
10. Surovas A. A digital workflow for modeling of custom dental implants. *3D Print Med*. 2019;5(1).

11. Tunalı B. Oral İmplantoloji. 2000;
12. McKinney R. Endosteal Dental İmplant. year book medical pub.; 1991.
13. Block M, Achong R. Osteointegration. 2004. 189–203 p.
14. Derome J. [A bit of history and dental implantology today]. *Promot Dent.* 1973;(20):12-8 passim.
15. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand.* 1986 Aug;57(4):285–9.
16. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1–132.
17. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155–70.
18. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984 Nov;42(11):705–11.
19. Steinemann SG. Metal implants and surface reactions. *Injury.* 1996;27(SUPPL.3).
20. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(12 SUPPL.).
21. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 12(4):486–94.
22. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol 2000.* 1998 Jun;17:22–35.
23. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(2):129–34.
24. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral*

Maxillofac Implants. 20(2):220–30.

25. Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Dec;16(6):836–55.
26. Strietzel FP, Reichart PA, Kale A, Kulkarni M, Wegner B, Kuchler I. Smoking interferes with the prognosis of dental implant treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2007 Jun;34(6):523–44.
27. Hinode D, Tanabe S, Yokoyama M, Fujisawa K, Yamauchi E, Miyamoto Y. Influence of smoking on osseointegrated implant failure: a meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Aug;17(4):473–8.
28. Lipski M, Tomaszewska IM, Lipska W, Lis GJ, Tomaszewski KA. The mandible and its foramen: anatomy, anthropology, embryology and resulting clinical implications. *Folia Morphol (Warsz)*. 2013 Dec 4;72(4):285–92.
29. Lipski M, Pelka P, Majewski S, Lipska W, Gladysz T, Tomaszewska I. Mandible - clinically revisited. *Folia Med Cracov*. 2013;53(4):29–35.
30. Radlanski RJ, Renz H, Klarkowski MC. Prenatal development of the human mandible. *Anat Embryol (Berl)*. 2003 Oct 1;207(3):221–32.
31. Fabian FM. Observation of the position of the lingula in relation to the mandibular foramen and the mylohyoid groove. *Ital J Anat Embryol*. 111(3):151–8.
32. Madrid C, Reynes P. [The fasciae of the pterygomandibular space]. *Acta Anat (Basel)*. 1989;136(1):55–60.
33. Balcioglu HA, Kilic C, Varol A, Ozan H, Kocabiyik N, Yildirim M. A Morphometric Study of the Maxillary Artery and Lingula in Relation to Mandibular Ramus Osteotomies and TMJ Surgery. *Eur J Dent*. 2010 Apr;4(2):166–70.
34. Barker BC, Davies PL. The applied anatomy of the pterygomandibular space. *Br J Oral Surg*. 1972 Jul;10(1):43–55.
35. Sawyer DR, Kiely ML. Retromolar foramen: a mandibular variant important to dentistry. *Ann Dent*. 1991;50(1):16–8.
36. Lee SK, Kim YS, Oh HS, Yang KH, Kim EC, Chi JG. Prenatal development of the human mandible. *Anat Rec*. 2001;263(3):314–25.

37. Skrzat J, Walocha J, Srodek R. An anatomical study of the pterygoalar bar and the pterygoalar foramen. *Folia Morphol (Warsz)*. 2005 May;64(2):92–6.
38. Carranza FA. Tooth Supporting Structures In: *Clinical Periodontology*, Saunders. 2002;35–42.
39. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent*. 2001 Aug;86(2):119–25.
40. Bodic F, Hamel L, Lerouxel E, Baslé MF, Chappard D. Bone loss and teeth. *Jt Bone Spine*. 2005 May;72(3):215–21.
41. Linkow LI, Cherchève R. *Theories and techniques of oral implantology*. CV Mosby Co. 1970;1.
42. Lekholm U. “Tissue-integrated prostheses.” *Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985;
43. Misch CE. “Bone character: second vital implant criterion.” *Dent today*. 1988;7:39–40.
44. Kim ST, Hu K-S, Song W-C, Kang M-K, Park H-D, Kim H-J. Location of the mandibular canal and the topography of its neurovascular structures. *J Craniofac Surg*. 2009 May;20(3):936–9.
45. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil*. 1975 Jul;2(3):281–301.
46. Devlin H, Ferguson MW. Alveolar ridge resorption and mandibular atrophy. A review of the role of local and systemic factors. *Br Dent J*. 1991 Feb 9;170(3):101–4.
47. Pietrokovski J, Starinsky R, Arensburg B, Kaffe I. Morphologic characteristics of bony edentulous jaws. *J Prosthodont*. 16(2):141–7.
48. Amler MH. The time sequence of tissue regeneration in human extraction wounds. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1969 Mar;27(3):309–18.
49. Carlsson GE, Persson G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontol Revy*. 1967;18(1):27–54.
50. Sennerby L, Carlsson GE, Bergman B, Warfvinge J. Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated prostheses and in complete-denture wearers. *Acta*

- Odontol Scand. 1988 Jun;46(3):135–40.
51. McAllister BS, Haghighat K. Bone augmentation techniques. *J Periodontol*. 2007 Mar;78(3):377–96.
 52. Rawlinson SCF, McKay IJ, Ghuman M, Wellmann C, Ryan P, Prajane S, et al. Adult rat bones maintain distinct regionalized expression of markers associated with their development. *PLoS One*. 2009 Dec 21;4(12):e8358.
 53. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent*. 1971 Sep;26(3):266–79.
 54. Carlsson GE. Responses of jawbone to pressure. *Gerodontology*. 2004 Jun;21(2):65–70.
 55. Atwood DA. Bone loss of edentulous alveolar ridges. *J Periodontol*. 1979 Apr;50(4 Spec No):11–21.
 56. Cawood JJ, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1988 Aug;17(4):232–6.
 57. Atwood DA. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *J Prosthet Dent*. 1963;13(5):810–24.
 58. Nakamoto RY. Bony defects on the crest of the residual alveolar ridge. *J Prosthet Dent*. 1968 Feb;19(2):111–8.
 59. Pietrokovski J. The bony residual ridge in man. *J Prosthet Dent*. 1975 Oct;34(4):456–62.
 60. Ulm CW, Solar P, Blahout R, Matejka M, Watzek G, Gruber H. Location of the mandibular canal within the atrophic mandible. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1993 Dec;31(6):370–5.
 61. Jeffcoat MK, Lewis CE, Reddy MS, Wang C-Y, Redford M. Post-menopausal bone loss and its relationship to oral bone loss. *Periodontol 2000*. 2000 Jun;23(1):94–102.
 62. DeAngelis AF, Barrowman RA, Harrod R, Natri AL. Review article: Maxillofacial emergencies: dentoalveolar and temporomandibular joint trauma. *Emerg Med Australas*. 2014 Oct;26(5):439–45.

63. Sun Z, Herring SW, Tee BC, Gales J. Alveolar ridge reduction after tooth extraction in adolescents: an animal study. *Arch Oral Biol.* 2013 Jul;58(7):813–25.
64. Pudwill ML, Wentz FM. Microscopic anatomy of edentulous residual alveolar ridges. *J Prosthet Dent.* 1975 Oct;34(4):448–55.
65. Bengazi F, Botticelli D, Favero V, Perini A, Urbizo Velez J, Lang NP. Influence of presence or absence of keratinized mucosa on the alveolar bony crest level as it relates to different buccal marginal bone thicknesses. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Sep;25(9):1065–71.
66. Feik SA, Ellender G, Crowe DM, Ramm-Anderson SM. Periosteal response in translation-induced bone remodelling. *J Anat.* 1990 Aug;171:69–84.
67. Jonasson G. Mandibular alveolar bone mass, structure and thickness in relation to skeletal bone density in dentate women. *Swed Dent J Suppl.* 2005;(177):1–63.
68. Lerner UH. Osteoclast formation and resorption. *Matrix Biol.* 2000 May;19(2):107–20.
69. Nomura S, Takano-Yamamoto T. Molecular events caused by mechanical stress in bone. *Matrix Biol.* 2000 May;19(2):91–6.
70. Kallman DA, Plato CC, Tobin JD. The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspectives. *J Gerontol.* 1990 May;45(3):M82-8.
71. Monemi M, Kadi F, Liu JX, Thornell LE, Eriksson PO. Adverse changes in fibre type and myosin heavy chain compositions of human jaw muscle vs. limb muscle during ageing. *Acta Physiol Scand.* 1999 Dec;167(4):339–45.
72. Jonasson G, Kiliaridis S. The association between the masseter muscle, the mandibular alveolar bone mass and thickness in dentate women. *Arch Oral Biol.* 2004 Dec;49(12):1001–6.
73. Winter CM, Woelfel JB, Igarashi T. Five-year changes in the edentulous mandible as determined on oblique cephalometric radiographs. *J Dent Res.* 53(6):1455–67.
74. Dyer MR, Ball J. Alveolar crest recession in the edentulous. *Br Dent J.* 1980 Nov 18;149(10):290–2.
75. Kingsmill VJ, Boyde A. Mineralisation density of human mandibular bone:

- quantitative backscattered electron image analysis. *J Anat.* 1998 Feb;192 (Pt 2:245–56.
76. Hara T, Sato T, Oka M, Mori S, Shirai H. Effects of ovariectomy and/or dietary calcium deficiency on bone dynamics in the rat hard palate, mandible and proximal tibia. *Arch Oral Biol.* 2001 May;46(5):443–51.
 77. Cao T, Shiota T, Yamazaki M, Ohno K, Michi KI. Bone mineral density in mandibles of ovariectomized rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Dec;12(6):604–8.
 78. Barclay L. Guidelines issued for screening men for osteoporosis. *Ann Intern Med.* 2008;680–4.
 79. Jin H, Ralston SH. Genetics of osteoporosis. *Curr Rheumatol Rep.* 2005 Mar;7(1):66–70.
 80. Amam A, Rustom J. Assessment of mandibular alveolar bone density in osteoporotic adults in Syria. *J Dent Oral Med.* 2014;2:26–32.
 81. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004 Jul 1;15(4):240–8.
 82. Hobo S, Ichida E, Garcia L. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. In: Co TQP, editor. 3 nd ed. 1991.
 83. <https://pocketdentistry.com/e/,2022>.
 84. Roberts RA. Types, uses, and evaluation of the plate-form implant. *J Oral Implantol.* 1996;22(2):111–8.
 85. <https://drhassandental.ca/blog/types-dental-implants-endosteal-transosteal-subperiosteal/,2022>.
 86. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983 Jun;49(6):843–8.
 87. Shapoff CA. Clinical advantages of tapered root form dental implants. *Compend Contin Educ Dent.* 2002 Jan;23(1):42–4, 46, 48 passim.
 88. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(4):333–40.

89. Surovas A. A digital workflow for modeling of custom dental implants. *3D Print Med*. 2019 Dec 6;5(1):9.
90. Minichetti JC. Analysis of HA-coated Subperiosteal Implants. *J Oral Implantol*. 2003 Jun;29(3):111–6.
91. Kusek ER. The Use of Laser Technology (Er;Cr:YSGG) and Stereolithography to Aid in the Placement of a Subperiosteal Implant: Case Study. *J Oral Implantol*. 2009 Jan 1;35(1):5–11.
92. Ângelo D, Vieira Ferreira J. The role of custom-made subperiosteal implants for rehabilitation of atrophic jaws - A case report. *Ann Maxillofac Surg*. 2020;10(2):507.
93. Verhoeven JW, Cune MS, Van Kampen FMC, Koole R. The use of the transmandibular implant system in extreme atrophy of the mandible; a retrospective study of the results in two different hospital situations. *J Oral Rehabil*. 2001 Jun;28(6):497–506.
94. Fontijn-Tekamp E, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite Forces with Mandibular Implant-retained Overdentures. *J Dent Res*. 1998 Oct 8;77(10):1832–9.
95. Paton G, Fuss J, Goss AN. The transmandibular implant: A 5- and 15-year single-center study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002 Aug;60(8):851–7.
96. <https://pocketdentistry.com/1-history-and-development-of-dental-implants/>,2022.
97. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. In: Ed. 1th, editor. St.Louis: Mosby, Inc.; 2005.
98. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI ® Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res*. 2000 Sep;11:33–58.
99. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(2):101–8.
100. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Feb;14(1):97–102.

101. Chun H-J, Cheong S-Y, Han J-H, Heo S-J, Chung J-P, Rhyu I-C, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002 Jun;29(6):565–74.
102. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1990 Jun;63(6):671–6.
103. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* 1999. 90 p.
104. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):19–31.
105. Çetindağ A, Gülsün B. Examination of the stresses of the implants applied to the atrophic edentulous maxilla on the maxillary bone. *Int Dent Res* 11Suppl 1. 2021;210–5.
106. Xiao J-R, Li Y-F, Guan S-M, Song L, Xu L-X, Kong L. The Biomechanical Analysis of Simulating Implants in Function Under Osteoporotic Jawbone by Comparing Cylindrical, Apical Tapered, Neck Tapered, and Expandable Type Implants: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Jul;69(7):e273–81.
107. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res.* 2010 Oct;54(4):179–84.
108. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent.* 2005 Jan;93(1):38–44.
109. Ding X, Zhu X-H, Liao S-H, Zhang X-H, Chen H. Implant-Bone Interface Stress Distribution in Immediately Loaded Implants of Different Diameters: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Prosthodont.* 2009 Jul;18(5):393–402.
110. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil.* 2004 Mar;31(3):233–9.
111. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, et al. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 23(1):65–74.

112. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Aug;16(4):486–94.
113. Huang H-L, Fuh L-J, Ko C-C, Hsu J-T, Chen C-C. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24(3):455–62.
114. Chang C-L, Chen C-S, Hsu M-L. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 25(2):295–304.
115. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil*. 2002 Apr;29(4):350–6.
116. Swanberg DF, Henry MD. Avoiding implant overload. *Implant Soc*. 1995;6(1):12–4.
117. Dean JS, Throckmorton GS, Ellis E, Sinn DP. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992 Dec;50(12):1284–8.
118. van Eijden TMGJ. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*. 1991;36(7):535–9.
119. Sun L, Wu X, Li Y, Lin Z, Xu D, Lin X, et al. Comparative analysis of the stress distribution in five anatomical types of maxillary central incisor. Ciaccio EJ, Liu F, editors. *Technol Heal Care*. 2017 Jul 20;25:53–62.
120. Saleh Saber F, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N. The Comparison of Stress Distribution with Different Implant Numbers and Inclination Angles In All-on-four and Conventional Methods in Maxilla: A Finite Element Analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2015 Dec 30;9(4):246–53.
121. Rand A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling A. The effect of direct and indirect force transmission on peri-implant bone stress – a contact finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017 Jul 27;20(10):1132–9.
122. Braun S, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Hönigle K, Johnson BE. A study of maximum bite force during growth and development. *Angle Orthod*.

- 1996;66(4):261–4.
123. Raadsheer MC, van Eijden TMGJ, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of Jaw Muscle Size and Craniofacial Morphology to Human Bite Force Magnitude. *J Dent Res.* 1999 Jan 8;78(1):31–42.
 124. Mericske-stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Jun;7(2):153–61.
 125. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 15(1):20–7.
 126. Cho S-Y, Huh Y-H, Park C-J, Cho L-R. Three-Dimensional Finite Element Analysis on Stress Distribution of Internal Implant-Abutment Engagement Features. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018 Mar;33(2):319–27.
 127. Puleo D. Understanding and controlling the bone–implant interface. *Biomaterials.* 1999 Dec;20(23–24):2311–21.
 128. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 15(1):15–46.
 129. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil.* 1996 Feb;23(2):79–90.
 130. Frisken K, Dandie G, Lugowski S, Jordan G. A Study of Titanium Release into Body Organs Following the Insertion of Single Threaded Screw Implants into the Mandibles of Sheep. *Aust Dent J.* 2002 Sep;47(3):214–7.
 131. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996 Jun;27(6):401–8.
 132. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 10(2):188–98.
 133. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J*

Oral Maxillofac Implants. 13(1):82–90.

134. Hallman M. A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 16(5):731–6.
135. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(4):400–8.
136. Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 14(2):173–80.
137. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J Prosthet Dent*. 2005 Oct;94(4):377–81.
138. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(3):272–81.
139. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant Survival to 36 Months as Related to Length and Diameter. *Ann Periodontol*. 2000 Dec;5(1):22–31.
140. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol*. 1990;6(2):23–31.
141. Busenlechner D, Fürhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B. Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *J Periodontal Implant Sci*. 2014;44(3):102.
142. Lai H-C, Si M-S, Zhuang L-F, Shen H, Liu Y, Wismeijer D. Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinical retrospective study of 5-10 years. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Feb;24(2):230–7.
143. Quirynen M. The cumulative failure rate of the Branemark system in the overdenture, the fixed partial, and the fixed full prostheses design: a prospective study on 1273 fixtures. *J Head Neck Pathol*. 1991;10:43–53.

144. Lekholm U, van Steenberghe, D Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1994;9(6).
145. Buser D, Mericske-stern R, Pierre Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Jun;8(3):161–72.
146. ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G, Sutter F. Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13(6):791–8.
147. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Clin Oral Implants Res.* 2002 Jun;13(3):260–73.
148. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989 Oct;62(4):436–40.
149. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 15(1):76–94.
150. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Kim J, Lozada JL, Goodacre CJ. Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):485–9.
151. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1990 Jun;63(6):671–6.
152. <http://nek.istanbul.edu.tr:4444/ekos/TEZ/DHFK525ET.pdf>, 2022.
153. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH, Wang H-L. Effects of Implant Thread Geometry on Percentage of Osseointegration and Resistance to Reverse Torque in the Tibia of Rabbits. *J Periodontol.* 2004 Sep;75(9):1233–41.
154. Uzun G, Keyf F. İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2012;

155. Castellani R, de Ruijter A, Renggli H, Jansen J. Response of rat bone marrow cells to differently roughened titanium discs. *Clin Oral Implants Res.* 1999 Oct;10(5):369–78.
156. Säuberlich S, Klee D, Richter EJ, Höcker H, Spiekermann H. Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously modified titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(5).
157. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard J-P, et al. The use of reduced healing times on ITI ® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: *Clin Oral Implants Res.* 2002 Apr;13(2):144–53.
158. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Dec;8(6):442–7.
159. Carr AB, Larsen PE, Papazoglou E, McGlumphy E. Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons: baseline data for abutment torque application. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 10(2):167–74.
160. Iamoni F, Rasperini G, Trisi P, Simion M. Histomorphometric analysis of a half hydroxyapatite-coated implant in humans: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14(5):729–35.
161. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11–25.
162. Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Ochi S. The Influence of Bone Quality on Periotest Values of Endosseous Dental Implants at Stage II Surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997 Dec;55(12):55–61.
163. Jaffin RA, Berman CL. The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis. *J Periodontol.* 1991 Jan;62(1):2–4.
164. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):62–71.
165. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 11(2):179–85.

166. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Coomans M, Lieven S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Dec;9(6):407–18.
167. Toti P, Marchionni S, Menchini-Fabris GB, Marconcini S, Covani U, Barone A. Surgical techniques used in the rehabilitation of partially edentulous patients with atrophic posterior mandibles: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trials. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2017 Aug;45(8):1236–45.
168. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:237–59.
169. Chiapasco M, Ferrini F, Casentini P, Accardi S, Zaniboni M. Dental implants placed in expanded narrow edentulous ridges with the Extension CrestR device. A 1-3-year multicenter follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Jun;17(3):265–72.
170. Blus C, Szmukler-Moncler S, Voza I, Rispoli L, Polastri C. Split-crest and immediate implant placement with ultrasonic bone surgery (piezosurgery): 3-year follow-up of 180 treated implant sites. *Quintessence Int.* 2010 Jun;41(6):463–9.
171. Kan JY, Lozada JL, Goodacre CJ, Davis WH, Hanisch O. Endosseous implant placement in conjunction with inferior alveolar nerve transposition: an evaluation of neurosensory disturbance. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 12(4):463–71.
172. Alling CC. Lateral repositioning of inferior alveolar neurovascular bundle. *J Oral Surg.* 1977 May;35(5):419.
173. Del Castillo Pardo de Vera JL, Chamorro Pons M, Cebrián Carretero JL. Repositioning of the inferior alveolar nerve in cases of severe mandibular atrophy. a clinical case. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008 Dec 1;13(12):E778-82.
174. Lorean A, Kablan F, Mazor Z, Mijiritsky E, Russe P, Barbu H, et al. Inferior alveolar nerve transposition and reposition for dental implant placement in edentulous or partially edentulous mandibles: a multicenter retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013 May;42(5):656–9.
175. Juodzbaly G, Wang H-L, Sabalys G. Anatomy of Mandibular Vital Structures. Part I: Mandibular Canal and Inferior Alveolar Neurovascular Bundle in Relation with Dental Implantology. *J Oral Maxillofac Res.* 2010 Jan 19;1(1).

176. Morrison A, Chiarot M, Kirby S. Mental nerve function after inferior alveolar nerve transposition for placement of dental implants. *J Can Dent Assoc.* 2002 Jan;68(1):46–50.
177. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S. Inferior alveolar nerve transposition in conjunction with implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 20(4):610–20.
178. Yeung R. Surgical management of the partially edentulous atrophic mandibular ridge using a modified sandwich osteotomy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 20(5):799–803.
179. Block MS, Haggerty CJ. Interpositional Osteotomy for Posterior Mandible Ridge Augmentation. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Nov;67(11):31–9.
180. Lin KY, Bartlett SP, Yaremchuk MJ, Fallon M, Grossman RF, Whitaker LA. The Effect of Rigid Fixation on the Survival of Onlay Bone Grafts. *Plast Reconstr Surg.* 1990 Sep;86(3):449–56.
181. Kamperos G, Zografos I, Tzermpos F, Iatrou I. Segmental sandwich osteotomy of the posterior mandible in pre-implant surgery - A systematic review. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal.* 2016;0–0.
182. Bormann K-H, Suarez-Cunqueiro MM, von See C, Tavassol F, Dissmann J-P, Ruecker M, et al. Forty Sandwich Osteotomies in Atrophic Mandibles: A Retrospective Study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Jun;69(6):1562–70.
183. Pistilli R, Felice P, Cannizzaro G, Piatelli M, Corvino V, Barausse C, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm long 4 mm wide implants or by longer implants in augmented bone. One-year post-loading results from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2013;6(4):359–72.
184. Pistilli R, Felice P, Piattelli M, Gessaroli M, Soardi E, Barausse C, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5 x 5 mm implants with a novel nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. One-year results from a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2013;6(4):343–57.
185. Felice P, Marchetti C, Iezzi G, Piattelli A, Worthington H, Pellegrino G, et al. Vertical ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with interpositional bloc grafts:

- bone from the iliac crest vs. bovine anorganic bone. Clinical and histological results up to one year after loading from a randomized-controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Dec;20(12):1386–93.
186. Felice P, Cannizzaro G, Barausse C, Pistilli R, Esposito M. Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: a randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up. *Eur J Oral Implantol.* 2014;7(4):359–69.
 187. Chiapasco M, Zaniboni M, Rimondini L. Autogenous onlay bone grafts vs. alveolar distraction osteogenesis for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a 2?4-year prospective study on humans. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Aug;18(4):432–40.
 188. Marchetti C, Corinaldesi G, Pieri F, Degidi M, Piattelli A. Alveolar Distraction Osteogenesis for Bone Augmentation of Severely Atrophic Ridges in 10 Consecutive Cases: A Histologic and Histomorphometric Study. *J Periodontol.* 2007 Feb;78(2):360–6.
 189. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989 Jan;(238):249–81.
 190. Burchardt H. The biology of bone graft repair. *Clin Orthop Relat Res.* 1983 Apr;(174):28–42.
 191. Delloye C, Delefortrie G, Coutelier L, Vincent A. Bone regenerate formation in cortical bone during distraction lengthening. An experimental study. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Jan;(250):34–42.
 192. Harrison JW, Jurosky KA. Wound healing in the tissues of the periodontium following periradicular surgery. II. The dissectional wound. *J Endod.* 1991 Nov;17(11):544–52.
 193. Sezer B, Koyuncu BÖ, Günbay T, Sezak M. Alveolar Distraction Osteogenesis in the Human Mandible. *Implant Dent.* 2012 Aug;21(4):317–22.
 194. Chiapasco M, Consolo U, Bianchi A, Ronchi P. Alveolar distraction osteogenesis for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a multicenter prospective study on humans. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19(3):399–407.
 195. Cawood JI, Stoelinga PJW, Blackburn TK. The evolution of preimplant surgery from

- preprosthetic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007 May;36(5):377–85.
196. Buser D, Brägger U, Lang NP, Nyman S. Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissue regeneration. *Clin Oral Implants Res.* 1990;1(1).
 197. Feinberg S, Fonseca R, Davis W. Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery. 2nd ed. Philadelphia: W.B.: Saunders Co; 1995. 62–64 p.
 198. Keller EE. Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible with endosseous implants. A 10-year longitudinal study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995;53(3).
 199. Keller EE, Van Roekel NB, Desjardins RP, Tolman DE. Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(3).
 200. Fazili M, Overvest-Eerdmans GR v., Vernooij AM, Visser WJ, Waas MAJ v. Follow-up investigation of reconstruction of the alveolar process in the atrophic mandible. *Int J Oral Surg.* 1978 Aug;7(4):400–4.
 201. Misch C. Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji. Atlas kita. Tolunoğlu I, editor. Ankara; 2011 p. 839–905.
 202. Terry BC, Albright JE, and Baker RD. Alveolar ridge augmentation in the edentulous maxilla with use of autogenous ribs. *J Oral Surg (Chic).* 1974;32(6).
 203. Boyne P. Induction of bone repair of various bone graft materials. Elsevier E. Amsterdam; 1973.
 204. Bernstein S, Cooke J, Fotek P, Wang HL. Vertical bone augmentation: Where are we now? *Implant Dent.* 2006;15(3).
 205. Enislidis G, Fock N, Millesi-Schobel G, Klug C, Wittwer G, Yorit K, et al. Analysis of complications following alveolar distraction osteogenesis and implant placement in the partially edentulous mandible. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2005 Jul;100(1):25–30.
 206. Aykan T. Vertikal Kemik Ogmentasyonu. *Turkiye Klin Dent Sci.* 2007;13:107–13.
 207. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results

- of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(5).
208. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(SUPPL. 1).
 209. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Fabbro M Del. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(4).
 210. Jensen OT, Adams MW. All-on-4 Treatment of Highly Atrophic Mandible With Mandibular V-4: Report of 2 Cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(7).
 211. Brunski J. Biomechanics in Osseointegration in Dentistry: Quintessen. Chicago; 2003. 49–83 p.
 212. Kammer R. Esthetically driven surgical-prosthetic management of alveolar distraction osteogenesis. in: Jensen OT, eds. *The Osteoperiosteal Flap: A Simplified Approach to Alveolar Bone Reconstruction.* In Chicago: Quintessence Publishers; 2010. p. 233–47.
 213. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR. The all on 4 shelf: Mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(1).
 214. Juodzbaly G, Raustia AM. Accuracy of clinical and radiological classification of the jawbone anatomy for implantation--a survey of 374 patients. *J Oral Implantol.* 2004;30(1).
 215. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 22(5):779–84.
 216. Uchida Y, Noguchi N, Goto M, Yamashita Y, Hanihara T, Takamori H, et al. Measurement of Anterior Loop Length for the Mandibular Canal and Diameter of the Mandibular Incisive Canal to Avoid Nerve Damage When Installing Endosseous Implants in the Interforaminal Region: A Second Attempt Introducing Cone Beam Computed Tomography. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(4).
 217. Katranji A, Misch K, Wang H-L. Cortical Bone Thickness in Dentate and Edentulous Human Cadavers. *J Periodontol.* 2007;78(5).

218. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. The "All on four " immediate function concept: A review. *Natl J Dent Sci Res.* 2014;2:78–81.
219. Taruna M. Prosthodontic Perspective to All- On-4 ® Concept for Dental Implants. *J Clin DIAGNOSTIC Res.* 2014;
220. Karthikeyan I, Desai S, Singh R. Short implants: A systematic review. *J Indian Soc Periodontol.* 2012;16(3):302.
221. Goené R, Bianchesi C, Hürzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, et al. Performance of short implants in partial restorations: 3-Year follow-up of Osseotite® implants. *Implant Dent.* 2005;14(3).
222. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21(2):275–82.
223. Maló P, De Araújo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: A retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9(1).
224. Tatum H, Lebowitz M, Borgner R. Restoration of the atrophic, edentulous mandible. *J Oral Implantol.* 1994;20(2):124–34.
225. Weiss CM. Ridge-lapping Restorative Crowns Over Endosteal and Subperiosteal Implant Abutments. *J Oral Implantol.* 2001 Apr;27(2):89–97.
226. Flynn HE, Natiella JR, Meenaghan MA, Carter JM. The unilateral subperiosteal implant: A clinical technique evolving from experimental studies. *J Prosthet Dent.* 1982 Jul;48(1):82–5.
227. Sirbu, DDS (DMSc) I. Subperiosteal Implant Technology: Report from Rumania. *J Oral Implantol.* 2003 Aug;29(4):189–94.
228. Aras E, Sönmez M, Zora M, Basarir M, Kurtulmus H. The use of prefabricated titanium tissue abutments for the construction of a maxillary subperiosteal implant. *J Oral Implantol.* 2005;31(5):255–8.
229. Demirdjan E. The Complete Maxillary Subperiosteal Implant: An Overview of its Evolution. *J Oral Implantol.* 1998 Oct;24(4):196–7.
230. Schou S, Pallesen L, Hjørtting-Hansen E, Pedersen CS, Fibaek B. A 41-year history of a

- mandibular subperiosteal implant. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Apr;11(2):171–8.
231. Fettig RH, Kay JF. A seven-year clinical evaluation of soft-tissue effects of hydroxylapatite-coated vs. uncoated subperiosteal implants. *J Oral Implantol.* 1994;20(1):42–8.
232. Moore DJ, Hansen PA. A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *J Prosthet Dent.* 2004 Aug;92(2):145–50.
233. Lozada JL. Long-term clinical experience and statistical analysis of CAT scan subperiosteal implants at Loma Linda University. *J Oral Implantol.* 1996;22(1):34–6.
234. Young L, Michel JD, Moore DJ. A twenty-year evaluation of subperiosteal implants. *J Prosthet Dent.* 1983 May;49(5):690–4.
235. Yanase RT, Bodine RL, Tom JFMD, White SN. The mandibular subperiosteal implant denture: A prospective survival study. *J Prosthet Dent.* 1994 Apr;71(4):369–74.
236. Camilli JA, da Cunha MR, Bertran CA, Kawachi EY. Subperiosteal hydroxyapatite implants in rats submitted to ethanol ingestion. *Arch Oral Biol.* 2004 Sep;49(9):747–53.
237. Mansueto RF. Replacement of a Mandibular Subperiosteal Implant. *J Oral Implantol.* 1999 Jul;25(3):199–202.
238. Stoler A. Helical CT scanning for CAD/CAM subperiosteal implant construction. *J Oral Implantol.* 1996;22(3–4):247–57.
239. Cranin AN, Klein M, Ley JP, Andrews J, DiGregorio R. An IN VITRO Comparison of the Computerized Tomography/CAD-CAM and Direct Bone Impression Techniques for Subperiosteal Implant Model Generation. *J Oral Implantol.* 1998 Apr;24(2):74–9.
240. Golec TS. CAD-CAM multiplanar diagnostic imaging for subperiosteal implants. *Dent Clin North Am.* 1986 Jan;30(1):85–95.
241. Benjamin LS. Long-term retrospective studies on the CT-scan, CAD/CAM, one-stage surgery hydroxyapatite-coated subperiosteal implants, including human functional retrievals. *Dent Clin North Am.* 1992 Jan;36(1):77–93; discussion 94-5.
242. O’Roark WL. Survival rate of dental implants: an individual practitioner’s anecdotal

- review of 25 years of experience. *J Oral Implantol.* 1997;23(3):90–103.
243. Adıguzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 18-23. 2010;(11):18–23.
244. Kavanagh EP, Frawley C, Kearns G, Wallis F, McGloughlin T, Jarvis J. Use of finite element analysis in presurgical planning: Treatment of mandibular fractures. *Ir J Med Sci.* 2008;177(4).
245. Narra N, Valášek J, Hannula M, Marcián P, Sándor GK, Hyttinen J, et al. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *J Biomech.* 2014;47(1).
246. van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Vol. 9, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 2006.
247. Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Kawakami M, Kang YB, Tsutsumi S, et al. Biomechanical Analysis of Miniplate Osteosynthesis for Fractures of the Atrophic Mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(11).
248. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LJ. Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures. *J Aeronaut Sci.* 1956;23(9).
249. Choi AH, Ben-Nissan B, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Aust Dent J.* 2005;50(1).
250. Kluess D, Wieding J, Souffrant R, Mittelmeier W, Bader R. Finite element analysis in orthopaedic biomechanics. *Finite Elem Anal.* 2010;151–71.
251. Ramoglu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg Suppl.* 2014;9:175–80.
252. Asar N. İmplant Destekli İki Farklı Sabit Üst Yapı Tasarımının Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Farklı Kemik Tiplerine Göre Değerlendirilmesi. *Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü;* 2006.
253. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics.* 2nd ed. Dental Implant Prosthetics. Elsevier; 2014.

254. Sakaguchi R, Powers J. Craig's Restorative Dental Materials. Elsevier Mosby Inc; 2012.
255. McCabe J. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. 7th ed. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 1999.
256. Kutz M. Mechanical engineers' handbook. Wiley; 1998.
257. Marghitu D. Mechanical Engineers Handbook. Acad Press; 2001.
258. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003;123(4):441–50.
259. Tanaka E, Van Eijden T. Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. Vol. 14, Critical Reviews in Oral Biology and Medicine. 2003. p. 138–50.
260. Gül E. Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantlarla Desteklenen Barlı Tutucularda Kemikteki Gerilme Dağılımının İncelenmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2009.
261. Sağesen L. İçi Boş Silindir (Hollow Cylinder) İmplant Destekli Overdenture'larda İki Üst Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü; 2000.
262. Hashiguchi K. Elastoplasticity Theory. Springer Berlin Heidelberg; 2009.
263. Köseadağ A. Fonksiyonel Derecelendirilmiş Malzemeden Yapılmış Dönen, İçi Boş Bir Diskin Gerilme Ve Deplasman Dağılımının Belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü; 2007.
264. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. Quintessence Int. 1996;27(1).
265. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. Vol. 85, Journal of Prosthetic Dentistry. 2001.
266. Chen L, Guo X, Li Y, Li T. Finite element analysis for interfacial stress and fatigue behaviors of biomimetic titanium implant under static and dynamic loading conditions. J Cent South Univ (Medical Sci. 2010;35(7):662–72.

267. Shyam Sundar S, Nandlal B, Saikrishna D, Mallesh G. Finite Element Analysis: A Maxillofacial Surgeon's Perspective. Vol. 11, Journal of Maxillofacial and Oral Surgery. 2012.
268. Daegling DJ, Hylander WL. Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form. In: American Journal of Physical Anthropology. 2000.
269. Hart RT, Hennebel V V., Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study. J Biomech. 1992;25(3).
270. Wong HC, Tang WC. Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration. J Biomech. 2011;44(6).
271. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent. 2004;91(1).
272. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003. Vol. 7, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2004.
273. Nogueira MCF, Bacchi A, Mesquita MF, Santos MBF, Consani RLX. Influence of Cross-Section Design and Vertical Misfit on Stress Distribution in Overdenture Retaining System. Implant Dent. 2018 Aug;27(4):445–51.
274. Ebadian B, Mosharraf R, Khodaeian N. Effect of cantilever length on stress distribution around implants in mandibular overdentures supported by two and three implants. Eur J Dent. 2016 Jul 24;10(03):333–40.
275. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A 3D-FEA Biomechanical Evaluation. Clin Implant Dent Relat Res. 2015 Jan;17:e332–42.
276. Nagasawa S, Hayano K, Niino T, Yamakura K, Yoshida T, Mizoguchi T, et al. Nonlinear Stress Analysis of Titanium Implants by Finite Element Method. Dent Mater J. 2008;27(4):633–9.
277. Tolman DE, Keller EE. Management of mandibular fractures in patients with

- endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):427–36.
278. Lopes N, Oliveira DM, Vajgel A, Pita I, Bezerra T, de Holanda Vasconcellos RJ. A New Approach for Reconstruction of a Severely Atrophic Mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Nov;67(11):2455–9.
 279. Verhoeven JW, Ruijter J, Cune MS, Terlouw M, Zoon M. Onlay grafts in combination with endosseous implants in severe mandibular atrophy: one year results of a prospective, quantitative radiological study. *Clin Oral Implants Res*. 2000 Dec;11(6):583–94.
 280. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*. 2005 Dec;37(6):776–80.
 281. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 15(4):519–26.
 282. Bidez MW, Misch CE. Issues in Bone Mechanics Related to Oral Implants. *Implant Dent*. 1992;1(4):289–94.
 283. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The All-on-Four Immediate Function Treatment Concept With NobelActive Implants: A Retrospective Study. *J Oral Implantol*. 2011 Aug 1;37(4):431–45.
 284. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible – A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2013 Apr;46(7):1312–20.
 285. Bezerra TP, Silva FI, Scarparo HC, Costa FWG, Studart-Soares EC. Do erupted third molars weaken the mandibular angle after trauma to the chin region? A 3D finite element study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Apr;42(4):474–80.
 286. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585–98.
 287. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. *Ege Üni.Di*. 2002.

288. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil.* 2006 Mar;33(3):209–15.
289. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996 Feb;75(2):140–7.
290. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the all-on-four concept. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017;46.
291. Ulrich D, van Rietbergen B, Weinans H, R  egsegger P. Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *J Biomech.* 1998 Dec;31(12):1187–92.
292. Fanuscu MI, Vu H V., Poncelet B. Implant Biomechanics in Grafted Sinus: A Finite Element Analysis. *J Oral Implantol.* 2004 Apr 1;30(2):59–68.
293. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008 Dec;100(6):422–31.
294. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite Element Stress Analysis of Short-post Core and Over Restorations Prepared with Different Restorative Materials. *Dent Mater J.* 2008;27(4):499–507.
295.   z  elik TB, Ersoy AE. An Investigation of Tooth/Implant-Supported Fixed Prosthesis Designs with Two Different Stress Analysis Methods: An in vitro Study. *J Prosthodont.* 2007 Mar;16(2):107–16.
296. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014 Sep;4(3):200–3.
297. van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 10(1):51–7.
298. Eraslan O, Sevımay M, Usumez A, Eskıtascıoglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures - a finite element analysis. *J Oral*

- Rehabil. 2005 Apr;32(4):273–8.
299. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 26(4):752–9.
 300. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241–7.
 301. Smedberg J-I, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz P-O. On the influence of superstructure connection on implant preload: A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Mar;7(1):55–63.
 302. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2010 May;21(5):459–65.
 303. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Aug;14(4):612–21.
 304. Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The All-on-Four Treatment Concept: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Dec;16(6):836–55.
 305. Coskunses FM, Tak Ö. Clinical performance of narrow-diameter titanium–zirconium implants in immediately loaded fixed full-arch prostheses: a 2-year clinical study. *Int J Implant Dent*. 2021 Dec 16;7(1):30.
 306. Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston Slater JJR, Meijer HJA. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol*. 2011 Jul;38(7):667–76.
 307. Mezzomo LA, Miller R, Triches D, Alonso F, Shinkai RSA. Meta-analysis of single crowns supported by short (<10 mm) implants in the posterior region. *J Clin Periodontol*. 2014 Feb;41(2):191–213.
 308. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Oct;17(S2):35–51.
 309. Lee S-A, Lee C-T, Fu M, Elmisalati W, Chuang S-K. Systematic Review and Meta-

- Analysis of Randomized Controlled Trials for the Management of Limited Vertical Height in the Posterior Region: Short Implants (5 to 8 mm) vs Longer Implants (> 8 mm) in Vertically Augmented Sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Sep 19;29(5):1085–97.
310. Anitua E, Alkhraist M, Piñas L, Begoña L, Orive G. Implant Survival and Crestal Bone Loss Around Extra-Short Implants Supporting a Fixed Denture: The Effect of Crown Height Space, Crown-to-Implant Ratio, and Offset Placement of the Prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 May;29(3):682–9.
 311. Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech Eng*. 2010 Jan 1;55(6):341–50.
 312. Raviv E, Turcotte A, Harel-Raviv M. Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence Int*. 41(7):575–9.
 313. Neldam CA, Pinholt EM. State of the Art of Short Dental Implants: A Systematic Review of the Literature. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Aug;14(4):622–32.
 314. Omran MTA, Miley DD, McLeod DE, Garcia MN. Retrospective Assessment of Survival Rate for Short Endosseous Dental Implants. *Implant Dent*. 2015 Feb 19; Publish Ah.
 315. García-Braz, Prados-Privado, Zanatta, Calvo-Guirado, Prados-Frutos, Gehrke. A Finite Element Analysis to Compare Stress Distribution on Extra-Short Implants with Two Different Internal Connections. *J Clin Med*. 2019 Jul 25;8(8):1103.
 316. Maló P, de Araújo Nobre M, Rangert B. Short Implants Placed One-Stage in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Clinical Study with 1 to 9 Years of Follow-Up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007 Mar;9(1):15–21.
 317. Rameh S, Menhall A, Younes R. Key factors influencing short implant success. *Oral Maxillofac Surg*. 2020 Sep 23;24(3):263–75.
 318. Amato F, Polara G, Spedicato G. Immediate Loading of Fixed Partial Dental Prostheses on Extra-Short and Short Implants in Patients with Severe Atrophy of the Posterior Maxilla or Mandible: An Up-to-4-year Clinical Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020 May;35(3):607–15.

319. Araki H, Nakano T, Ono S, Yatani H. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. *Int J Implant Dent*. 2020 Dec 29;6(1):5.
320. Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the “all on four” immediate function protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 27(2):428–34.
321. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc*. 2011 Mar;142(3):310–20.
322. Asawa N. Angulated Implants: An Alternative to Bone Augmentation and Sinus Lift Procedure: Systematic Review. *J Clin DIAGNOSTIC Res*. 2015;
323. Babbush CA, Kanawati A, Brokloff J. A New Approach to the All-on-Four Treatment Concept Using Narrow Platform NobelActive Implants. *J Oral Implantol*. 2013 Jun 1;39(3):314–25.
324. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: A three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent*. 2013 Jan;109(1):9–21.
325. Klein M, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic Review on Success of Narrow-Diameter Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Jan;29(Supplement):43–54.
326. Kılıç E, Doganay O. Evaluation of Stress in Tilted Implant Concept with Variable Diameters in the Atrophic Mandible: 3D Finite Element Analysis. *J Oral Implantol*. 2020 Oct 24;0000–0000.
327. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clin Oral Implants Res*. 2012 May;23(5):515–25.
328. Silvestri KD, Carlotti AE. Subperiosteal implant: serving the dental profession for over 50 years. *R I Dent J*. 1995;28(1):11–3, 23.
329. Loperfido C, Mesquida J, Lozada JL. Severe mandibular atrophy treated with a subperiosteal implant and simultaneous graft with rhbmp-2 and mineralized allograft: A case report. *J Oral Implantol*. 2014;40(6):707–13.

330. Bai L, Zheng L, Ji P, Wan H, Zhou N, Liu R, et al. Additively Manufactured Lattice-like Subperiosteal Implants for Rehabilitation of the Severely Atrophic Ridge. *ACS Biomater Sci Eng*. 2022;8(2):912–20.
331. Cohen DJ, Cheng A, Kahn A, Aviram M, Whitehead AJ, Hyzy SL, et al. Novel Osteogenic Ti-6Al-4V Device For Restoration Of Dental Function In Patients With Large Bone Deficiencies: Design, Development And Implementation. *Sci Rep*. 2016 Apr 8;6(1):20493.
332. Esposito M, Ardebili Y, Worthington H V. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014 Jul 22;
333. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2017 Dec 2;17(1):92.
334. de Jesus GP, Vaz LG, Gabrielli MFR, Passeri LA, V. Oliveira T, Noritomi PY, et al. Finite element evaluation of three methods of stable fixation of condyle base fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014 Oct;43(10):1251–6.

8. ÖZ GEÇMİŞ

Lise eğitimimi Van Milli Piyango Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 2011 yılında Bolu Abant İzzet Baysal Diş Hekimliği Fakültesi'nde öğrenimime başladım ve 2017 yılında mezun oldum. 2017 Eylül ayı DUS (Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı) ile Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalında uzmanlık eğitimime başladım. Aynı yıl eğitmen yetersizliğinden dolayı Tıpta Uzmanlık Kurulu kararı ile Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalına geçiş yaptım uzmanlık eğitimime halen bu kurumda devam etmekteyim.



9. ORJİNALLİK RAPORU

DUS BİTİRME TEZİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 21	% 20	% 1	% 8
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	% 10
2	Submitted to Erciyes Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% 3
3	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
4	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 2
5	Submitted to Baskent University Öğrenci Ödevi	% 1
6	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	% 1
7	dspace.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	Submitted to Kocaeli Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
9	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<% 1

10	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
11	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	<% 1
12	Submitted to Ankara University Öğrenci Ödevi	<% 1
13	Submitted to Ataturk Universitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
14	earsiv.hitit.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
15	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
16	malzemebilimi.net İnternet Kaynağı	<% 1
17	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
18	Necati KALELİ, Çağrı URAL. "Evaluation of the Effect of Implant-Abutment Connection in Hybrid Abutment Crown Restorations on Stress Distribution in the Implant, Abutment, and Basal Screw", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2020 Yayın	<% 1
19	acikerisim.dicle.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1

20	www.modemedikal.com İnternet Kaynağı	<% 1
21	9lib.net İnternet Kaynağı	<% 1
22	dspace.baskent.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
23	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
24	kutuphane.kku.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
25	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
26	EĞİLMEZ, Ferhan, NAGAŞ, Işıl, Çekiş and ERGÜN, Gülfem. "Ağız içerisindeki sıcaklık değişimlerinin dental restorasyonların başarısızlıklarındaki rolü", Gazi Üniversitesi, 2010. Yayın	<% 1

